

**Die Untersuchung der muskulären Ermüdung  
an Sportschwimmern während dynamischer  
Muskelkontraktionen – mit Hilfe der  
Elektromyographie und Spiroergometrie**

**Dissertation**

**zur**

**Erlangung des akademischen Grades**

**Doctor philosophiae (Dr. phil.)**

**der philosophischen Fakultät**

**der Universität Rostock**

**vorgelegt von Sameh Kassem**

**geb. am 11.03.1978 in Lattakia, Syrien**

**aus Rostock**

## **Gutachter:**

Univ.-Prof. Dr. habil. Volker Zschorlich (Bewegungswissenschaft /  
Biomechanik)

Univ.-Prof. Dr. Martin Lames (Bewegungs- und Trainingswissenschaft)

Univ.-Prof. Dr. phil. habil. Sven Bruhn (Trainingswissenschaft /  
Theorie und Praxis sportlicher Bewegungen)

Tag der Verteidigung: 02.12.2009

# Gliederung

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>9</b>
1.1	Fragenstellungen und Ziele der Arbeit.....	17
1.2	Hypothesen.....	18
<b>2</b>	<b>Forschungsstand .....</b>	<b>19</b>
2.1	<b>Elektromyographie .....</b>	<b>19</b>
2.1.1	Elektromyographie im Schwimmen .....	21
2.1.2	Frequenzanalyse der Elektromyographie.....	24
2.1.3	Aktivitätsanalyse der Elektromyographie .....	26
2.2	<b>Ermüdung.....</b>	<b>27</b>
2.2.1	Spektrale Veränderungen im EMG.....	30
2.2.2	Amplitudenveränderung während der Ermüdung .....	33
2.3	<b>Ergometer und Schwimmen .....</b>	<b>34</b>
2.4	<b>Spiroergometrie .....</b>	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>Physiologische Grundlagen .....</b>	<b>39</b>
3.1	Physiologische Grundlagen der Skelettmuskulatur .....	39
3.2	Physiologische Grundlagen der Oberflächen-elektromyographie .....	43
3.3	Messung von Muskelaktionpotentialen durch EMG.....	44
3.4	Physiologie der Atmung .....	47
3.5	Die Energiebereitstellung des Muskels .....	49
<b>4</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>52</b>
4.1	Handkurbelergometer .....	52
4.2	Messung der Kraft.....	54
4.3	Messung der EMG.....	55
4.4	Messung der Sauerstoffaufnahme .....	58
4.5	<b>Versuchsablauf.....</b>	<b>60</b>
4.5.1	EMG-Versuch.....	61
4.5.2	Spiroergometrie-Versuch.....	62
<b>5</b>	<b>Datenverarbeitung .....</b>	<b>63</b>
5.1	EMG (Aktivität).....	63
5.2	EMG (Median-Frequenz).....	64
5.3	<b>Bearbeitung der Kraft.....</b>	<b>66</b>
5.3.1	Maximale Kraft .....	66
5.3.2	Statische Arbeit .....	67
5.4	<b>Bearbeitung der Geschwindigkeit und Drehmoment.....</b>	<b>68</b>
<b>6</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>70</b>
6.1	<b>Dynamische Arbeit .....</b>	<b>71</b>
6.1.1	Ergebnisse der Aktivität .....	71

6.1.2	Ergebnisse der Median-Frequenz .....	73
<b>6.2</b>	<b>Statische Arbeit.....</b>	<b>75</b>
6.2.1	Ergebnisse der Aktivität .....	75
6.2.2	Ergebnisse der Median-Frequenz .....	79
<b>6.3</b>	<b>Ergebnisse der Kraftverläufe.....</b>	<b>83</b>
6.3.1	Maximale Kraft .....	83
6.3.2	Kraft der statischen Arbeit.....	84
<b>6.4</b>	<b>Ergebnisse der Spirometrie.....</b>	<b>86</b>
6.4.1	Ergebnisse des Sauerstoffverbrauchs.....	86
6.4.2	Ergebnisse der CO <sub>2</sub> -Abgabe .....	87
6.4.3	Ergebnisse des Respiratorischer Quotient (RQ) .....	88
6.4.4	Ergebnisse der Herzfrequenz .....	89
6.4.5	Ergebnisse der breath frequency (BF) .....	90
<b>6.5</b>	<b>Korrelationen .....</b>	<b>91</b>
<b>7</b>	<b><i>Diskussion.....</i></b>	<b><i>95</i></b>
<b>7.1</b>	<b>Neuromuskuläre Faktoren.....</b>	<b>95</b>
7.1.1	Aktivität.....	96
7.1.2	Median-Frequenz.....	98
<b>7.2</b>	<b>Spirometrie (metabolische Faktoren) .....</b>	<b>103</b>
<b>8</b>	<b><i>Zusammenfassung.....</i></b>	<b><i>110</i></b>
<b>9</b>	<b><i>Ausblick.....</i></b>	<b><i>112</i></b>
<b>10</b>	<b><i>References .....</i></b>	<b><i>113</i></b>
	<b><i>Thesen .....</i></b>	<b><i>136</i></b>

# Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1</i> Darstellung der spektralen Änderung, die im EMG-Signal während einer anhaltenden Kontraktion auftritt. Der Muskelermüdungs-Index wird durch die Median-Frequenz des Spektrums beschrieben (De Luca et al., 1997) .....	32
<i>Abb. 2</i> Aufbau der Muskelfaser bestehend aus den kontraktiven Elementen Myofibrille und Aktin-Myosin-Filamenten (Guyton et al., 2006, S 73) .....	39
<i>Abb. 3</i> Die schematische Darstellung einer motorischen Einheit (Basmajian et al., 1985, S 12) ....	42
<i>Abb. 4</i> Entstehung des EMG-Signals (Basmajian et al., 1985, S 82) .....	44
<i>Abb. 5</i> Darstellung der Elektromyographie (Kumar 1996, S. 76) .....	45
<i>Abb. 6</i> Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf Muskelfasermembranen. Übernommen und modifiziert (Konrad et al., 2005, S. 8) .....	46
<i>Abb. 7</i> Schematische Darstellung des Entstehens eines Interferenzmusters aus der Überlagerung einzelner Aktionspotentiale gleichzeitig erregter motorischer Einheiten (Konrad et al., 2005, S 9) .....	47
<i>Abb. 8</i> Schema der Energiepfade zur Wiederaufbau von ATP (Muster et al., 2006, S 19) .....	49
<i>Abb. 9</i> Position des Probanden am Handkurbelergometer .....	52
<i>Abb. 10</i> Das Handkurbelergometer in einem steifen Würfel .....	53
<i>Abb. 11</i> Lichtschranke und die a) EMG-Rohdaten sowie die b) ausgeschnittenen Daten .....	54
<i>Abb. 12</i> Kraftmesssensor a) frontal und b) seitlich .....	55
<i>Abb. 13</i> a) frontal Ansicht eines biceps b) seitlich Ansicht eines triceps (Sobotta et al., 2004, S 178) .....	57
<i>Abb. 14</i> Der Proband mit Telemetrie .....	60
<i>Abb. 15</i> Auswertung der Aktivität a) Lichtschranke b) EMG-Rohen Daten c) ausgeschnittenen Daten d) gefilterte Daten e) Rechteckfenster Daten f) gleichgerichtete Daten g) geglättete Daten h) integrierte Daten .....	64
<i>Abb. 16</i> Auswertung der Median-Frequenz a) Lichtschranke b) EMG-Rohdaten c) ausgeschnittene Daten d) gefilterte Daten e) gefensterter Daten f) Spektrum .....	65
<i>Abb. 17</i> Dreidimensionale Darstellung eines Frequenzverlaufes .....	66
<i>Abb. 18</i> Maximum- und Mittelwerte der Kraft vor und nach dem Handkurbelergometer Test .....	67
<i>Abb. 19</i> a) Rohdaten der Drehgeschwindigkeit b) geglättete Daten der Drehgeschwindigkeit .....	68
<i>Abb. 20</i> a) Rohdaten des Drehmoments b) geglättete Daten des Drehmoments .....	69
<i>Abb. 21</i> Zeitverlauf des iEMG am m. triceps brachii .....	72
<i>Abb. 22</i> Zeitverlauf des iEMG am m. biceps brachii .....	73
<i>Abb. 23</i> Median-Frequenz am m. triceps brachii .....	74
<i>Abb. 24</i> Median-Frequenz am m. biceps brachii .....	75
<i>Abb. 25</i> Zeitlicher Verlauf des iEMG der statischen Kontraktionen (Phase 1-blau und Phase 5-rot) vor und nach der dynamischen Arbeit am m. triceps brachii .....	76
<i>Abb. 26</i> subtrahierte Werte (Phase 1 und Phase 5) am m. triceps brachii .....	77

<i>Abb. 27</i> zeitlicher Verlauf des iEMG vor und nach der dynamischen Arbeit am m. biceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot) .....	78
<i>Abb. 28</i> subtrahierte Werte des m. biceps brachii (Phase 1 und Phase 5) .....	79
<i>Abb. 29</i> Diagramm der Median-Frequenz des m. triceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot) .....	80
<i>Abb. 30</i> subtrahierte Werte des m. triceps brachii (Phase 1 und Phase 5) .....	81
<i>Abb. 31</i> Diagramm der Median-Frequenz des m. triceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot) .....	82
<i>Abb. 32</i> subtrahierte Werte des m. triceps brachii (Phase 1 und Phase 5) .....	83
<i>Abb. 33</i> Mittelwerte Kraft vor- und nach dem Hauptversuch (Phase 2-blau und Phase 4-rot) .....	84
<i>Abb. 34</i> Kraftkurven der statischen Arbeit (Phase 1-blau und Phase 5-rot) .....	85
<i>Abb. 35</i> subtrahierte Werte der statischen Arbeit (Phase 1 und Phase 5) .....	86
<i>Abb. 36</i> Sauerstoffaufnahme mit zunehmender Zeit.....	87
<i>Abb. 37</i> CO <sub>2</sub> – Abgabe mit zunehmender Zeit.....	88
<i>Abb. 38</i> respiratorischer Quotient mit ansteigender Zeit.....	89
<i>Abb. 39</i> Diagramm der Herzfrequenz im Zeitverlauf während der dynamischen Arbeit.....	90
<i>Abb. 40</i> graphische Darstellung der gemittelten Atemwerte .....	91
<i>Abb. 41</i> Lineare Regression zwischen Median-Frequenz und Aktivität des m. triceps brachii .....	93
<i>Abb. 42</i> Lineare Regression zwischen Median-Frequenz und Aktivität des m. biceps brachii.....	94

# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 <i>Einen historischen Überblick über die Elektromyographie</i> .....	19
Tabelle 2 <i>Die Eigenschaften verschiedener Fasertypen (Gjelsvik et al., 2002, S 11)</i> .....	41
Tabelle 3 <i>Energiespeicher der Skelettmuskel (Schmidt et al., 2007, S 130)</i> .....	51
Tabelle 4 <i>Kanalverteilung der BNC-Box</i> .....	58
Tabelle 5 <i>Anthropometrische Daten (Mittelwerte und Standardabweichungen) der Versuchsteilnehmer</i> .....	61
Tabelle 6 <i>Versuchsablauf der EMG-Versuch</i> .....	62
Tabelle 7 <i>Versuchsablauf der Spiroergometrie -Versuch</i> .....	62
Tabelle 8 <i>zeigt, wie verschiedene Merkmale in dynamischer Arbeit miteinander korrelieren (tri=m. triceps brachii; bic= m. biceps brachii)</i> .....	92
Tabelle 9 <i>zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen den Parametern in statischer Arbeit (1=m. triceps brachii; 2= m. biceps brachii)</i> .....	92
Tabelle 10 <i>zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen den Spiroergometrie Parametern in dynamischer Arbeit</i> .....	92

## Verzeichnis verwendeter Abkürzungen

ADP	Adenosindiphosphat
Ag/AgCl	Silber-Silberchlorid-Elektrode
ATP	Adenosin triphosphat
BF	Atemfrequenz
bic	m. biceps brachii
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
CV	Muskelfaserleitgeschwindigkeit(conduction velocity)
EMG	Elektromyographie
HKE	Handkurbelergometer
HZ	Hertzfrequenz
iEMG	integriertes EMG
KP	Kreatinphosphat
kpm	Kilopondmeter
m.	Musculus
MF	Median-Frequenz
MFCV	Muskelfaserleitgeschwindigkeiten (muscle fibre conduction velocity)
msec	Millisekunden
MU	Motorische Einheit(en)
mV	millivolt
MVC	maximal voluntary contraction
N	Newton
O <sub>2</sub>	Sauerstoffaufnahme
rpm	Umdrehungen pro Minute(rotation revolution per pro minute)
SD	Standardabweichung
tri	m. triceps brachii
VO <sub>2</sub> max	maximale Sauerstoff-Aufnahme
ZNS	zentrales Nervensystem



# 1 Einleitung

Unter der großen Anzahl von Untersuchungen, die sich mit der muskulären Arbeit beschäftigen, gibt es nur relativ wenige Arbeiten, die auch auf die Veränderung dieser Prozesse während der muskulären Ermüdung ausgedehnt wurden. Auch die Zahl der Laborstudien, die mit der Methode der Elektromyographie (EMG) oder Handkurbelergometrie zur Abschätzung der muskulären Ermüdung durchgeführt wurden, ist gering (Bilodeau et al., 2003). So ist das Wissen über wesentliche und charakteristische Ermüdungsvorgänge noch immer recht lückenhaft. Die Problematik Ermüdung und sportliche Leistungsfähigkeit ist seit einigen Jahren wieder in die Diskussion sportwissenschaftlicher Untersuchungen gerückt. Martin (1987) bezeichnet Ermüdung als besonderen physischen und psychischen Zustand des Organismus und als Ergebnis von Belastungen. Die Leistungsfähigkeit des Systems wird temporär vermindert und ist reversibel. Ermüdung wird als konstituierendes Element der Trainingsbeanspruchung verstanden, welches sich im Trainingsprozess kumuliert und notwendigerweise einstellt (Thorhauer et al., 2001).

Ziel der Ermüdungsforschung ist es unter anderem herauszufinden, wie und unter welchen Bedingungen das System „Sportler“ auf spezifische Belastungen reagiert. Dabei werden Beanspruchungsreaktionen qualitativ und quantitativ erfasst und können mit differenzierten Parametern beschrieben werden. Eine Einteilung in periphere und zentrale Ermüdung wird von verschiedenen Autoren (Martin 1987; Michel et al., 2001; Hollmann et al., 2000) vorgenommen. Bei hohen Belastungen ist eine deutliche Trennung beider Formen nur schwer zu diagnostizieren (Platanov et al., 1999). Für die Steuerung von Trainingsprozessen ist es daher von übergeordneter Bedeutung, ob die Abnahme der sportlichen Leistung durch metabolische Faktoren oder durch zentrale respektive periphere neuronale Ermüdung verursacht wird (Schmidtbleicher et al., 2001). Es können so bestenfalls Symptome der Ermüdung, nie die Ermüdung selbst erfasst werden. Vor allem bei Messungen der Muskelarbeit gehen Übung, Geschicklichkeit, Motivation und andere Einflussgrößen kaum in die Betrachtung dieser Vorgänge mit ein. Gegenwärtig bestimmen noch Erfahrungen und subjektive Einschätzungen die Beurteilung der Ermüdung im Sport. Die Verbesserung der

Kenntnisse auf diesem Gebiet ist für die Sport- und Bewegungswissenschaft eine vordringliche Aufgabe, an deren Lösung zurzeit intensiv gearbeitet wird.

Mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie und der Quantifizierung des gemessenen elektrophysiologischen Signals durch eine Integration, Amplituden- oder Frequenzbestimmung wurde in zahlreichen Untersuchungsansätzen versucht, die geänderte neuronale Ansteuerung bei muskulärer Ermüdung abzuschätzen. Die Elektromyographie ist eine Forschungsmethode, die sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und der Analyse myoelektrischer Aktivitäten auseinandersetzt. Die entstehenden myoelektrischen Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen an der Muskelfasermembran erzeugt (Basmajian et al., 1985; De Luca et al., 1997; Pfeifer et al., 2003). Seit Ende der 20er Jahre wurde das Verfahren immer weiter entwickelt und verbessert. Inzwischen wird die Elektromyographie in den verschiedensten Bereichen wie Sportwissenschaft, Arbeitswissenschaft und Medizin eingesetzt.

Mit Hilfe der Elektromyographie können auftretende Potentialschwankungen, hervorgerufen durch Kontraktionen einzelner Muskeln oder ganzer Muskelgruppen, durch entsprechende Messtechnik abgeleitet werden. Durch die Analyse dieser Potentialschwankungen ist es möglich, Erkenntnisse über die Arbeitsweise muskulärer Systeme im ermüdeten Zustand zu gewinnen. Langsame Ermüdungskontraktionen spielen im Kontext EMG-basierter Betrachtungen eine wichtige Rolle und sind zunehmend ins Licht der Aufmerksamkeit gerückt.

In den letzten 30 Jahren dienten biomechanische Forschungen in diesem Bereich vor allem zur Objektivierung der Mechanik der Schwimmbewegung der oberen Extremitäten. Die Elektromyographie kann dabei die relativen Beiträge der unterschiedlichen Muskeln bestimmen und sich als nützlich erweisen, da sie die Beurteilung der Ermüdung innerhalb eines einzelnen Muskels erlaubt. Außerdem könnte diese Technik ein Vorteil auch für Patienten sein, die Kontraktionen nicht bis zur Erschöpfung halten können. Im Falle der Schwimmbewegung ist es möglich, genauere Angaben über die einzelne Beteiligung der spezifischen Muskeln im Wasser zu machen. Ebenfalls lässt sich z. B. die zeitliche Strukturierung der Schwimmzyklen, die neuromuskuläre Koordinationen der Schwimmbewegung oder muskuläre Aktivität im Schwimmen (Clarys et al., 1985a; Pink et al., 1991; Schega et al., 2006) über die Elektromyographie darstellen.

In der Vergangenheit wurde die Untersuchung der Muskelermüdung auf isometrische konstante Kontraktionen, die bis zwei oder drei Sekunden andauern, eingeschränkt. Die willkürlich isometrischen Kontraktionen sind für Studien der Muskelermüdung ideal, da sie leicht gesteuerte experimentelle Bedingungen zulassen (Jurell et al., 1998). In den 90er Jahren (Knaflitz et al., 1999) wurde die Anwendung spektraler Techniken für die nicht-stationäre Signalanalyse so erweitert, dass es möglich wurde, Muskelermüdung auch bei zyklisch dynamischen Kontraktionen abzuschätzen. Typische Beispiele sind sich wiederholende Bewegungen der Oberen und unteren Extremitäten während des Schwimmens oder Laufen. Ein weiterer Parameter zur Abschätzung der Ermüdung ist die Median-Frequenz (MF) (De Luca et al., 1997; Jurell et al., 1998; Freiwald et al., 2007). Während der Ermüdung kommt es zu einem Abfall der Median-Frequenz und einem zeitgleichen Anstieg des integrierten EMGs (Fuglevand et al., 1989; Masuda et al., 1999b). Die Untersuchung, die auf dem Frequenzinhalt des EMG Signals basiert, wird häufig benutzt, um verschiedene physiologische Phänomene wie Muskelermüdung zu beschreiben. Mittels der Fast Fourier-Transformation (FFT) erfolgt eine Umwandlung des Signals aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich. Aus dem erhaltenen Frequenzspektrum, lässt sich die Median-Frequenz (Kamen et al., 1996; Jurell et al., 1998) bestimmen. Darüber hinaus können viele anatomische und physiologische Faktoren wie die Kontraktionsintensität, Leitgeschwindigkeit der Aktionspotentiale oder die Aktivierung motorischer Einheiten usw. im EMG-Signal dargestellt werden. Im Falle der Schwimmbewegung erklärt das EMG die dynamische Beteiligung spezifischer Muskeln im Antrieb des Körpers durch das Wasser.

Die Untersuchung der Muskelaktionen im Wasser gestaltet sich indes schwierig, da folgende Probleme auftreten können:

- a. Durch den Kontakt des Körpers mit dem Wasser ist es schwierig, die Elektroden angemessen an der Hautoberfläche zu befestigen.
- b. Das Medium Wasser erschwert die Anwendung der empfindlichen Mess- und Übertragungstechnik.
- c. Im Wasser sind die technischen Störungen oder auch andere Einflüsse kaum kontrollierbar.

Im Schwimmsport können Faktoren wie Anschlagtechnik und Anschlagleistung eine große Rolle in der Leistungsdiagnose der Schwimmer spielen. Trockenübungen sind besonders für Distanzen bis zu 400 m nützlich, um die Arm- und Beinleistungsfähigkeit zu verbessern (Spikermann et al., 1993). Um im Schwimmsport sehr gute Leistungen zu erzielen, braucht ein Schwimmer Krafteigenschaften, die er nicht allein durch das Training im Wasser entwickeln kann. Will ein Schwimmer Spitzenleistungen erreichen, so muss er nicht nur seinen Kreislauf trainieren, sondern auch für eine Kräftigung der Armmuskulatur sorgen, die beim Schwimmen eingesetzt wird. Die Entwicklung der Armmuskulatur ist wichtig für die Koordination der Bewegungen und damit auch für den ökonomischen Einsatz der Muskeln während der Schwimmbewegung.

Das genauere Verständnis der Armbewegung während des Schwimmens zeigte sich zudem als ein geeignetes Mittel für die qualitative Beurteilung muskulärer Ermüdungsprozesse hinsichtlich zeitlicher und physiologischer Verläufe. Die Vorbeugung schwimmassoziierten Verletzungen anhand der Daten der Ergometrie scheint somit möglich.

In der Vergangenheit wurden hierzu zahlreiche Untersuchungsmethoden beschrieben. Verschiedene ergometrische Verfahren haben sich in Bezug auf Standardisierung, Durchführbarkeit, Aussagegenauigkeit und Reproduzierbarkeit fest etabliert (Bar-Or et al., 1987; Trappe et al., 2000). Unter dem Begriff Ergometrie fasst man Verfahren zusammen, bei denen definierte körperliche Belastungen vorgegeben und die erbrachten (dynamischen) Leistungen gemessen werden (Thews et al., 2005). Zur Anwendung kommen Fahrrad-, Laufband-, Drehkurbel und sportartspezifische Ergometer. Häufig registriert man bei ergometrischen Untersuchungen auch Beanspruchungsreaktionen (hinsichtlich Herzfrequenz, Blutdruck, O<sub>2</sub>-Aufnahme, Ventilation, EKG-Veränderungen u.a.), um daraus Rückschlüsse auf die Anpassungsfähigkeit der Organsysteme zu ziehen und Krankheitssymptome zu erfassen.

Zwischen den Trainern und Schwimmern kommt es häufig zu Diskussionen über die Trainingsmethode und das geeignete Ergometer. Aktuell gibt es starke Bestrebungen wissenschaftlicher Institutionen eine genaue Methode zu entwickeln, die es erlaubt, die Kapazität einzelner Personen bei körperlicher Arbeit quantifizieren zu können (Kimura et al., 1990; Spikermann et al., 1993). Zusätzlich haben viele Forscher Interesse an den Prinzipien der schwimmspezifischen

Koordination im Vergleich der Bewegung im Wasser und der im Labor simulierten Bewegung gezeigt. Aus diesen Bestrebungen heraus wurden Tests entwickelt, die an einem Handkurbelergometer (HKE) durchgeführt werden, welche die Schwimmbewegung außerhalb des Wassers gut simulieren können. Eine weitere Anwendung des Handkurbelergometers im Labor umfasst die Möglichkeit, die Ermüdung des Schwimmers abschätzen zu können. Diese Form der Untersuchung hat sich somit zu einer der typischen Anwendungen in Studien der oberen Körpermuskulatur entwickelt und kann unter standardisierten Bedingungen innerhalb geschlossener Räume durchgeführt werden. Damit wird eine aussagekräftige Leistungsdiagnostik ermöglicht. Eine Einsatzmöglichkeit dieses Verfahrens eröffnet sich z.B. in der Steuerung eines vorbereitenden Schwimmtrainings, bei dem das Wissen um die Kapazität und die Ermüdung eine geeignete Kontroll- und Regulationsmöglichkeiten bietet. Neben dieser Anwendung spielt das Handkurbelergometer auch in der Rehabilitation von Verletzungen eine wichtige Rolle.

In den letzten Jahren wurden vermehrt Laborversuche zur Auswertung der Kapazität in der Schwimmbewegung anhand Handkurbelergometertests durchgeführt (Rohrs et al., 1990). Die Anwendung des Handkurbelergometers zeigt eine gute Reproduzierbarkeit. Es findet sich ein Zusammenhang zwischen ergometrisch erfasster Leistung der oberen und unteren Extremitätenmuskulatur und der schwimmerischen Leistung im Wasser. Dieser Zusammenhang besteht für Kurz- sowie Mittelstrecken im Freistilschwimmen. Trotz dieses Zusammenhangs gibt es in der biomechanischen und physiologischen Betrachtung der tatsächlichen Schwimmbewegung im Wasser und der im Labor nachempfundenen Situation Unterschiede (Hawley et al., 1992). Zu nennen wären z.B. Zeitunterschiede zwischen den Armzyklen oder in der Koordination einzelner Muskeln und den daraus resultierenden unterschiedlichen Muskelaktionspotentialen (Olbrecht et al., 1982).

Obwohl ein Unterschied zwischen Land- und Wasserstudien wegen des ungleichen Wasser- und Luftwiderstand herrscht, können beide Studien dennoch verglichen werden. Dieser Unterschied tritt zudem nur während der Zug- und Druckphase nicht aber bei der Rückphase auf (Nuber et al., 1986). Speziell für die Laborsituation sind folgende Parameter ausschlaggebend:

- a. Die Höhe des Handkurbelergometers zum Fußboden,
- b. Die ausreichende Länge der Handgriffe in Bezug auf die Höhe der Schultern des Probanden (Guglielmo et al., 2000),
- c. Der Abstand der Testperson vom Handkurbelergometer (Guglielmo et al., 2000),
- d. Der ausreichende Winkel des Probandes zum gestreckten und zum gebeugten Ellenbogen (Guglielmo et al., 2000),
- e. Leistung (in Prozent der Maximalen Willkürkontraktion).

Diese Unterschiede können die Ergebnisse maßgeblich beeinflussen. Autoren weisen darauf hin, wie wichtig es ist, die Testbedingungen so weit wie möglich zu standardisieren. Kleinste Veränderungen (z.B. im Trainings- oder Ernährungszustand) können große Veränderungen im Testergebnis verursachen (Pyne et al., 2000). Eine Vielzahl von Techniken (relative Sauerstoffaufnahme ml/kg/min und maximale Sauerstoffaufnahme und des Laktatstoffwechsels) (Magel et al., 1967; Kimura et al., 1990; Hawley et al., 1991) sind für die Auswertung des aeroben und anaeroben Verbrauchs während des Schwimmens verwendet worden. Dabei sind die relativen Anteile des aeroben und anaeroben Stoffwechsels am Energiebedarf der Schwimmbewegung abgeschätzt worden. Die Ergebnisse dieser Techniken wurden dann als Grundindex für die Steuerung des Trainings benutzt.

Die Fähigkeit des Körpers eine gegebene Aufgabe lange auszuführen, kann durch den Sauerstoffverbrauch reflektiert werden. Die Werte für die Sauerstoffaufnahme können als ein Mittel zur Bestimmung des allgemeinen Fitnesszustandes eines Athleten herangezogen werden. Im Speziellen werden sie als ein Maß verwendet, um das Leistungspotential und die Ausdauerfähigkeit eines Schwimmers zu beurteilen.

Spiroergometrie wird definiert als direkte und kontinuierliche Registrierung der Gasstoffwechselwerte und der Atmung während einer dosierbaren Arbeit. Mit der spiroergometrischen Untersuchung können allgemeine Trainingsanpassungserscheinungen (Grundlagenausdauer, Bewegungseffektivität) und die Leistungsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems beurteilt werden. Auf einem Ergometer wird Arbeit verrichtet. Die Beurteilung des Gesundheits- und Leistungszustandes des Sportlers ist zu einer Basis-Untersuchungsmethode geworden. Die Spiroergometrie wird im Allgemeinen auf

dem Fahrradergometer, Laufband und Handkurbelergometer vorgenommen. Auch dient die Spiroergometrie der Erfassung einer Arbeitsinsuffizienz des Herzens oder der Lunge.

Mittels einer luftdicht abschließenden Maske erfolgt über einen Spirographen die kontinuierliche Schreibung der Sauerstoffaufnahme, der Kohlendioxidausscheidung, des Atemminutenvolumens (Ventilation) und der Atemfrequenz. Spirographen werden als offene und geschlossene Systeme gebaut (Röthig et al., 1992). Der Modus der Übung und das gewählte Testprotokoll der Sauerstoffaufnahme hängt von mehreren Faktoren, wie Alter, Geschlecht und Fitnessstatus des Athletens ab.

Damit die Sauerstoffaufnahme vom Schwimmer abgeschätzt werden kann, wird ein Test, der den Kraularmzug imitiert und ausgewertet, herangezogen. Die Ergebnisse der Ergometrie an Land sind mit denen im Wasser aufgenommenen Werten vergleichbar (Donna et al., 1991). Außerdem wurden signifikante Korrelationen zwischen  $\text{VO}_2$  max und den Leistungen über 200 bis 400 m Freistill gefunden (Obert et al., 1992; Guglielmo et al., 2000). Eine signifikante Korrelation wurde ebenfalls für die relative Sauerstoffaufnahme und der Schwimmen-Leistung angezeigt (Gergley et al., 1984).

Mittels moderner und programmierbarer Ergometer ist es heute möglich auch in der allgemeinärztlichen Praxis exakt messbare und reproduzierbare Leistungstest durchzuführen. Aussagefähige Resultate über die aktuellen metabolischen Leistungs- und Belastungsfähigkeiten sind mit Hilfe kombinierter EKG-EMG und Laktatmessung zu erzielen.

Das Handkurbelergometer ist das am meisten benutzte Gerät in Studien, die spiroergometrisch die oberen Körpermuskelgruppen untersuchen. Dabei dient die Spiroergometrie der Ermittlung der Leistung.

Ferner kommt der sportartspezifischen Ermüdungsdiagnostik eine große Bedeutung zu, zumal sie wichtige Erkenntnisse für die Entwicklung optimaler Trainingsmethoden, der Trainingssteuerung, der Trainingsüberwachung und der Gesunderhaltung des Sportlers liefert.

Bis jetzt wurde das Handkurbel- oder Fahrradergometer hauptsächlich benutzt, um die Sauerstoffaufnahme ( $\text{O}_2$ ) der Schwimmer festzustellen. Abschätzungen der muskulären Ermüdung wurden bisher überwiegend an statischen Kraftentwicklungen durchgeführt. Dynamische Kontraktionen bei

Schwimmbewegungen unter Ermüdungsbedingungen wurden bisher nicht untersucht. Eine sportartspezifische Ermüdungsdiagnostik für den Schwimmsport ist bis heute nicht entwickelt worden.



## **1.1 Fragenstellungen und Ziele der Arbeit**

Zusammenfassend ergeben sich folgende Fragestellungen für diese Arbeit:

- a. Wie kann ein standardisierter ergometrischer Ausdauer test für den Schwimmsport entwickelt werden, der eine Einschätzung der lokalen muskulären Ermüdung bei aerober dynamischer (zyklischer) Arbeit im Labor ermöglicht?
- b. Kann man die muskuläre Ermüdung bei zyklischer dynamischer Arbeit abschätzen?
- c. Welcher Zusammenhang besteht zwischen neuronaler Ermüdung und EMG Parametern?
- d. Wie verändert sich die Muskelaktivität im Arbeitsverlauf?
- e. Wie verändert sich die Median-Frequenz mit der Ermüdung?
- f. Welche Rolle spielt die Energiebereitstellung während der muskulären Ermüdung?

In der Trainingspraxis ist sehr schwer, die Ermüdung der Muskulatur eines Schwimmers im Wasser abzuschätzen. Deshalb wird in dieser Arbeit der Versuch unternommen, eine Methode zu entwickeln, die es ermöglicht, die muskuläre Ermüdung in einem standardisierten Ausdauer test abzuschätzen.

Hauptziel der Arbeit soll sein, die Ermüdung ausgesuchter Armmuskulatur, die am Handkurbelergometer in einer im Labor reproduzierbaren Freistilbewegung innerviert wird, zu quantifizieren. Es sollen dabei einerseits metabolische Parameter (HF, BF, O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>) und andererseits elektrophysiologische (iEMG-MF) Parameter, die mit Hilfe der Spiroergometrie und mit oberflächenelektromyographischen Messungen erfasst werden, zur Abschätzung der muskulären Ermüdung herangezogen werden.

## 1.2 Hypothesen

Es ist möglich die Ermüdung der an der Schwimmbewegung beteiligten Muskeln (m. biceps brachii und m. triceps brachii) durch eine lokale Ausdauerbelastung mit zyklischen Bewegungen im Labor abzuschätzen. Auf diesen Ansichten basierend wurden folgenden Hypothesen aufgestellt:

1. Während der Ermüdung bei dynamischer Bewegung am Handkurbelergometer und bei statischer Zugbewegung nach der Ermüdung steigt die **elektrische Aktivität** der untersuchten Muskulatur signifikant an.
2. Während der dynamischen Belastung der ausgesuchten Armmuskulatur am Handkurbelergometer und in einer statischen Kontraktion nach dem Ermüdung fällt die **Median-Frequenz** des elektrophysiologischen Muskelaktionspotentials signifikant ab.
3. Es gibt einen negativen **Zusammenhang** zwischen der elektrischen Aktivität des Muskels und der Median-Frequenz bei der Handkurbelergometer-Arbeit während der Ermüdung.
4. Die **maximale Kraft**, gemessen an einer statischen Bewegung, sinkt nach der dynamischen Kraftentwicklung (Ermüdungs-Treatment) ab.
5. Die muskuläre Ermüdung während der am Handkurbelergometer simulierten Freistilschwimmbewegungen zeigt einen Zusammenhang zum Anstieg ausgewählter **Spiroergometrie-Parameter** (HF, BF, O<sub>2</sub>, Co<sub>2</sub>, RQ).

## 2 Forschungsstand

### 2.1 Elektromyographie

Allgemein versteht man unter der Elektromyographie (EMG) ein Verfahren zur Ermittlung des Erregungs- der Skelettmuskulatur. Dabei werden in der vorliegenden Untersuchung mit Hilfe von Oberflächen-Elektroden Veränderungen der elektrischen Potentiale (Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge) an der Muskelfasermembran erfasst. (De Luca et al., 1997; Pfeifer et al., 2003).

Die folgende Tabelle gibt einen historischen Überblick über die Elektromyographie mit Augenmerk auf Frequenz- und Amplitudenverhalten.

Tabelle 1 *Einen historischen Überblick über die Elektromyographie*

(Piper et al., 1912)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Ermüdungsverhalten der Handgreifmuskulatur</li><li>- im Verlauf einer isometrischen Kontraktion verändern sich die Frequenzen und Amplituden der abgeleiteten elektrophysiologischen Aktivität.</li></ul>
(Cobb et al., 1923)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Versuche mit Nadelelektroden zur Erfassung der Entladungsfrequenzen einzelner motorischer Nervenfasern</li><li>- Abfall der Frequenzen und Zunahme der Amplituden.</li></ul>
(Eccles et al., 1930)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Versuche mit Nadelelektroden</li><li>- bei Erhöhung der Kontraktionskraft einer isometrischer Anspannung kommt es zum Ansteigen der Entladungsfrequenzen und Zunahme der Anzahl einzelner motorischer Einheiten.</li></ul>
(Bayer et al., 1950)	<ul style="list-style-type: none"><li>- direkte Beziehung zwischen der isometrischen Kontraktionskraft des Muskels und des elektrophysiologisch abgeleiteten Potentials während Ermüdung.</li></ul>
(Bigland et al., 1954)	<ul style="list-style-type: none"><li>- lineare Beziehung zwischen schnell der Kontraktion und iEMG am m. gastrocnemius.</li></ul>
(Vredenbregt et al., 1973)	<ul style="list-style-type: none"><li>- exponentieller Verlauf zwischen Kraft und iEMG für die Unterarmbeuger m. biceps brachii und m. brachialis.</li></ul>
(Stoboy et al., 1959)	<ul style="list-style-type: none"><li>- Ergebnisse zu Muskelleistung und Trainingseffekte auf die Skelettmuskulatur.</li></ul>
(Bergström et al., 1959)	<ul style="list-style-type: none"><li>- lineare Beziehung zwischen isometrischer Kontraktionskraft und dem iEMG-Parameter am m. gastrocnemius.</li></ul>
(Lippold et al., 1960)	<ul style="list-style-type: none"><li>- abgeleitete EMG nicht nur von der Größe der Kraft, sondern auch von der Dauer der Kraftbelastung abhängig.</li></ul>

(Kadefors, et al., 1968)	- im Verlauf einer isometrischen Kontraktion kommt er zu einer Zunahme der Amplitude und einer Abnahme der gemittelten Frequenzwerte.
(Lindström et al., 1970)	- Modell zur korrekten Definition von EMG-Parametern - Entwicklung Spektral-Power-Analyse.
(Milner et al., 1975)	- Untersuchung mit Nadelelektroden - Erkenntnisse über einzelne motorische Einheiten und deren Rekrutierungs- bzw. Entladungsverhalten.
(Bigland et al., 1981)	- Zusammenhang zwischen der Leitungsgeschwindigkeit „conduction velocity“ (CV) und den gemittelten Entladungsfrequenzen.
(Weir et al., 1999)	- Elektroden spielen in der Oberflächenelektromyographie eine entscheidende Rolle (Größe, Platzierung über dem abzuleitenden Muskel, Elektrodenabstand).
(Beck et al., 2005)	- Untersuchung die Änderung der Median frequency und wavelet center frequency. Unter der Bedingung muskulärer Ermüdung. -isokinetische Muskel Aktionen (m. biceps brachii).

In der Bewegungsforschung dient das EMG verschiedenen Untersuchungszielen (Laurig et al., 1983; Basmajian et al., 1985; Zschorlich, 1987; Konrad et al., 2005).

- a. Die Darstellung des koordinativen Verhaltens der Muskulatur bei einer Bewegung.
- b. Die Untersuchung neuronaler Mechanismen bei der Bewegungsproduktion.
- c. Die Darstellung der Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit bei muskulärer Arbeit und die Untersuchung von Energieumsetzung.
- d. Die Entwicklung der muskulären Kraft.
- e. Die Ökonomisierung der Muskulatur.
- f. Die Koordination der Muskulatur.
- g. Diagnose von Erkrankungen des Zentralnervensystems.
- h. Abschätzung der Ermüdung.
- i. Bewegungsanalyse.
- j. Medizinische Forschung (Orthopädie, Chirurgie funktionelle Neurologie Gang-/Haltungsanalyse).
- k. Rehabilitation (Neurologische, Rehabilitation, Physiotherapie).
- l. Ergonomie (Beanspruchungsanalysen, Analyse von Risikofaktoren, ergonomisches Design).

- m. Diskussion der Korrelation zwischen physiologischen Phänomenen und biomechanischer Reaktion.

### **2.1.1 Elektromyographie im Schwimmen**

Aus früheren Publikationen kann entnommen werden, dass unterschiedlich viele Muskeln während des Kraulschwimmens aktiv sind (Cureton et al., 1930; m. gastrocnemius-m. soleus; Lewillie et al., 1973; m. triceps brachii- m. rectus femoris; Lewillie et al., 1974 m. triceps brachii, m. biceps brachii; Nuber et al., 1986; m. biceps brachii - m. subscapularis - m. latissimus dorsi - m. pectoralis major - m. supraspinatus - m. infraspinatus - m. serratus anterior - m. deltoideus; Pink et al., 1991 m. posterior deltoid - m. middle deltoid - m. anterior deltoid- m. supraspinatus - m. infraspinatus - m. teres minor - m. subscapularis - m. rhomboids - m. upper trapezius - m. serratus anterior - m. pectoralis major - m. latissimus dorsi). Seit 1930 bis heute gibt es Bestrebungen zahlreicher Autoren (Pink et al., 1991; Scovazzo et al., 1991; Guglielmo et al., 2000, Schega et al., 2006), Trainern und Sportwissenschaftlern, die an der Kraulbewegung beteiligte Muskulatur und deren anatomische Funktion zu beschreiben. Neben den Kenntnissen der anatomischen Voraussetzungen in der Schwimmbewegung wurde vor allem eine Verbesserung der Koordination und eine Ökonomisierung der beteiligten Muskulatur in der Anwendung der Schwimmtechnik und angestrebt. Die meisten dieser Beschreibungen basieren auf empirischen Beobachtungen oder Annahmen über die muskuläre Aktivität.

Die erste Studie elektromyographischer Signale im Schwimmen wurde von Ikai et al., veröffentlicht (1964). Er beschreibt darin die zeitlichen und funktionellen Koordinationsmuster von jeweils 15 Muskeln (Arm: m. flexor carpi ulnaris, m. extensor carpi ulnaris, m. biceps brachii und m. triceps brachii - Schulter: m. deltoideus - Brust: m. pectoralis - Rücken: m. teres major, m. trapezius, m. latissimus dorsi - Bauch: m. rectus abdominis - Hüfte: m. gluteus maximus - Bein: m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior und m. gastrocnemius) bei 14 Probanden. Interindividuelle Unterschiede untersuchte er durch einen Vergleich der EMG-Aktivitäten von Studenten und Olympiateilnehmern und stellte

dabei die Wichtigkeit von m. triceps brachii, m. biceps brachii, m. latissimus dorsi, m. deltoideus und m. teres major im Schwimmsport heraus. Die Ergebnisse von Ikai et al., (1964) dienten der besseren Interpretation der Schwimmbewegung.

Kipke et al., (1966) erklärte: „Will ein Schwimmer Spitzenleistungen erreichen, so muss er nicht nur seinen Kreislauf trainieren, sondern auch für eine Kräftigung der Armmuskulatur sorgen, die beim Schwimmen eingesetzt wird.“ Der Autor erklärt, dass es im Sinne einer Leistungsverbesserung notwendig sei, energetische Verbesserungen zu erzielen, welche jedoch nicht im Wasser alleine entwickelt werden können. Kipke et al., (1966) hat die Freistilbewegung gegen den Widerstand eines Gummi-Seils auf dem Land an 17 Probanden untersucht und seine Ergebnisse mit denen von Ikai (1964) verglichen. Das Ergebnis seiner Arbeit zeigte, dass die bei der Verwendung eines Gummiseils aufgezeichneten EMG-Muster an Land zu den Mustern im Wasser große Unterschiede deutlich machten. Er vertrat weiter die Meinung dass, bei Trockenlandübungen mit 50 bis 60 Zügen / Minute durchgeführt, das Verhältnis zwischen der Spannung und der Entspannung des Muskels optimal ist und folglich die muskuläre Stärke und die Ausdauer des Schwimmers verbessert wird. Trockenübungen für Schwimmer stellen ein zentrales Thema im Leistungssport dar. Einerseits benötigt der Schwimmer mehr Kraft, um höhere Geschwindigkeiten zu erreichen, andererseits erfordert die Ausdauer große Trainingsumfänge in submaximaler Geschwindigkeit. Die Schwierigkeit ist, den Leistungsgewinn an Land so zu gestalten, dass er sich möglichst direkt und ohne großen Verlust auf das Schwimmen übertragen lässt. Die Trockenübungen haben mehrere positive Wirkungen auf den Schwimmer (z.B. bessere Koordination, Vergrößerung des Muskelquerschnitts und Verbesserung des Nerv-Muskel-Zusammenspiels; Spikermann et al., 1993).

Viele Sportwissenschaftler betonen den Vorteil der besonderen Trockenübungen (Lender et al., 1971; Hogg et al., 1972; Brunner et al., 1976; Glenn et al., 1977). Das Handkurbelergometer kann neben der Testdurchführung auch zum Training bzw. zur Verbesserung folgender Fähigkeiten eingesetzt werden (Counsilman et al., 1980):

- a. Erhöhung der Ausdauerfähigkeit der Muskulatur,
- b. Verbesserung der Maximalkraft,
- c. Verbesserung der Schnelligkeit,

#### d. Erhöhung der Beweglichkeit,

Die auf diesen Vorstellungen beruhenden Trainingskonzeptionen trugen maßgeblich dazu bei, dass weitere Autoren die Notwendigkeit erkannt haben, die tatsächliche Schwimmbewegung auf dem Land zu reproduzieren und so das Freistilschwimmen anhand der Muskelaktionspotentiale zu untersuchen (Ikai et al., 1964; Kipke et al., 1966; Lewillie et al., 1968; Clarys et al., 1979; Olbrecht et al., 1982; Clarys et al., 1983c; Nuber et al., 1986; Pink et al., 1991). Diese Untersuchungen brachten große Fortschritte im Verständnis der muskulären Aktivität beim Freistilschwimmen.

Diesbezüglich erkannten mehrere Forscher den Sinn, die Tests an einem Armkurbel-Ergometer durchzuführen, der am besten dazu geeignet ist, die natürliche Bewegung zu imitieren. Unterschiedliche Arten der Dynamometer sind für verschiedene Typen der Arbeit entwickelt worden, um den Kraularmzug zu imitieren. Eine der wichtigsten Funktionen des Ergometers ist es dabei, in einer standardisierten Laborsituation, die Ermüdung und die Aktivität der beteiligten Muskulatur sowie deren anaerobe Leistungsfähigkeit durch die Belastung der Schwimmer untersuchen zu können (Kimura, et al., 1990). Die resultierenden Ergebnisse erlauben Aussagen über Trainingsprinzipien, die Beurteilung bestimmter Effekte (Kraft, Dauer, Geschwindigkeit und Leistung) auf das anaerobe Training und die Unterschiede in der Bewegungsausübung (Hawley et al., 1991). Der Vorteil des Arm-Ergometers erschließt sich dabei aus der ausgezeichneten Reproduzierbarkeit (Bar-Or et al., 1987) und der Validität der Ergebnisse. Untersuchungen zwischen dem Armkurbel-Ergometer und natürlichen Freistilschwimmbewegungen im Wasser über 25, 50, 100, 200 und 400 Meter bei Spitzenathleten ergaben große Übereinstimmungen in den Ergebnissen (Obert et al., 1992; Hawley et al., 1992) der muskulären Kraftentwicklung (Drehmoment) und den Schwimmleistungen. Hawley et al., (1991) schlug vor, dass das Handkurbelergometer als nützliches Werkzeug für Trainer dienen kann, die anaerobe Energie des Oberkörpers ihrer Schwimmer objektiv auszuwerten und zu überwachen.

In nur wenigen Elektromyographie basierten Untersuchungen (Clarys et al., 1988b) wurde zwischen Schwimmbewegungen auf trockenem Land und in Wasser unter normalen Bedingungen unterschieden. Ergebnisse von Olbrecht et

al., (1982) konnten unterschiedliche Koordinationsmuster der Bewegung zwischen den Armzyklen im Trockenen und im Nassen zeigen. Es traten neben Zeitunterschieden Aktivitätsdauer auch Unterschiede in den EMG-Amplituden auf. Wegen der unterschiedlichen Untersuchungstechniken in den verschiedenen Publikationen fällt ein Vergleich der Ergebnisse nicht leicht, daher ist eine Standardisierung der Untersuchungsmethoden anzustreben.

### **2.1.2 Frequenzanalyse der Elektromyographie**

Bei der quantitativen Analyse bei der Oberflächenelektromyographie werden verschiedene strukturelle Merkmale des gemessenen elektrophysiologischen Signals untersucht. Dazu gehört die Bestimmung des Frequenzgehaltes in stochastischen Signalen (Knaflitz et al., 1999).

Die Frequenzanalyse brachte neue Erkenntnisse über das physiologische Verhalten der Muskulatur. Zur Untersuchung der Zusammensetzung des EMG-Signals wird insbesondere bei der Abschätzung der Ermüdungsentwicklung die Spektralanalyse verwendet (Merletti et al., 1998). Dabei wird das Signal mit Hilfe der Fast Fourier Transformation (FFT) in den Frequenzbereich transformiert.

Aus dem Leistungsspektrum lässt sich die Mean Power Frequency (MPF) bestimmen. Die Medianfrequenz teilt dabei das Leistungsspektrum in zwei flächengleiche Teile (Basmajian und De Luca 1985; Jurell et al., 1998). Die Hauptanwendung dieser Variablen liegt in der Untersuchung von Ermüdungsvorgängen. Durch die typische Schiefe der Frequenzverteilung hat sich die mediane Frequenz aus mathematisch nachvollziehbaren Gründen als der am häufigsten verwendete Parameter zur Beschreibung der Frequenzverteilung festgelegt (De Luca et al., 1997).

Der Frequenzgehalt der Oberflächenelektromyographie wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst, so dass es keinen direkten Mechanismus gibt, dem Veränderungen in den Frequenzspektren uneindeutig zuzuordnen sind. Zu den wichtigsten intrinsischen Einflussfaktoren werden Muskelfaserleitgeschwindigkeiten, Entladungsraten von motorischen Einheiten



(ME) (Lowery et al., 2000) gezählt, die aufgrund ihrer Lage in der Nähe der Oberflächenelektroden unterschiedliche Gewichtung besitzen.

Die Analyse des Frequenzverhaltens von EMG-Signalen zur Abschätzung von Muskelermüdungen ist bei verschiedenen Arten von Muskelkontraktionen eine allgemein anerkannte Vorgehensweise. Komi et al., (1979) hat am Muskel vastus lateralis und imit Knie Erstreckung an isokinetischen Drehmoment bewegung ein versuch gemacht um die Frequenz Verschiebung zu berechnen. Arendt et al (1991) hat am m. biceps femoris, m semitendinosus, m vastus lateralis, m gastrocnemius medialis, m soleus, und m tibialis anterior als dynamische Zyklus Bewegung walking (5 km/h) untersucht damit ein Frequenz Veränderung während Ermüdung erforschen kann, Andere Autoren haben mit Ergometer am m gastrocnemius als dynamische Arbeit die Frequenz entdecken (Ament et al., 1993). En unterschiedlich Forschung von Masuda et al., (1999a) bei dynamische und statische Kniebewegung am m vastus lateralis werden die Verschiebung der Frequenz während der Ermüdung beweisen. Lowery et al., (2000) hat untersucht das Phänomen der spektralen myoelektrischer Kompression verursacht durch die Senkung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit während der ermüdenden Muskelkontraktion. Exzenter- und konzentrische Kraft und mediane Frequenz des EMG gemessen wurden von Linnamo et al., (2000) während und nach maximalen exzentrischen und konzentrischen Kontraktion, die mediane Frequenz der m. biceps brachii sankt signifikant während der beiden Kontraktion.

Im Bereich Spektrum untersuchen findet man zwei wichtiger Parameter eine Mean Power Frequency und definiert (Kumar, 1996) als:

$$\text{MPF} = \frac{\int_{f^1}^{f^2} fG(f)df}{\int_{f^1}^{f^2} G(f)df}$$

wobei  $G(f)$  ist die Mean Power Frequency Funktion der myoelektrischen Signal und,  $F1$  und  $F2$  sind die minimalen und maximalen Frequenzen der myoelektrischen Signal.

Und zweite Parameter ist Median-Frequency und erläutert (Basmajian et al., 1985) als:

$$\int_0^{f_{MF}} G(f) df = \int_{f_{MF}}^{f_{\infty}} G(f) df$$

wobei  $G(f)$  ist die Median-Frequency- Funktion.

Es gibt systematischen Unterschied zwischen den Aussagen Mean Power Frequency (MPF) und Median-Frequency (MF) in der Erforschung der Ermüdung (Hägg et al., 1991). Die Median-Frequenz hat jedoch mehrere Vorteile (De Luca et al., 1997; Bonato et al., 2001):

- Die Median-Frequenz ist weniger Rauschempfindlich,
- Die Median-Frequenz ist weniger sensibel für Aliasing- Effekte,
- Die Median-Frequenz zeigt eine höhere Sensibilität für physiologische Faktoren.

Die absoluten Werte der MF hängen stark von der Potentialform und von der Lage der applizierten Elektroden ab (Hogrel et al., 1998).

### **2.1.3 Aktivitätsanalyse der Elektromyographie**

Als Messgröße für das elektrophysiologische Potential lässt sich das von vielen Autoren beschriebene integrierte EMG (iEMG) verwenden (Inman et al., 1952; DeVries et al., 1968; Vredenburg et al., 1973). Da das Oberflächen-EMG ein Interferenzmuster als Summe der Aktivität überlagerter Potentiale einzelner motorischer Einheiten darstellt, kann durch Berechnung der Fläche unter der

Kurve (iEMG) ein Parameter bestimmt werden, der die elektrophysiologische Gesamtaktivität des Muskels widerspiegelt.

Das iEMG ist sowohl von der Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten, der Größe der motorischen Einheiten als auch von deren Entladungsrate abhängig. Die Veränderung der Zahl der motorischen Einheiten und die Veränderung der Entladungsrate erlaubt die Beschreibung von Veränderungen während einer muskulären Ermüdung.

## **2.2 Ermüdung**

Vollestad et al., (1997) definieren Ermüdung als „jede mögliche Verringerung der maximalen Kapazität, der Kraft oder der Abgabeleistung“ während körperlicher Arbeit bzw. der Vorgang einer anhaltenden Kontraktion, die dazu führt, dass eine vorgegebene Kraftbelastung nicht unendlich lange aufrechterhalten werden kann. Bei der dynamischen Arbeit großer Muskelgruppen (z. B. Laufen und Schwimmen) ist die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit, d. h. die Sauerstoffversorgung des gesamten Körpers, der begrenzende Faktor. Je nach Qualität, Quantität, Intensität und Dauer einer muskulären Beanspruchung wird nach einer gewissen Zeit das Gefühl der Ermüdung ausgelöst. Dabei handelt es sich weniger um einen exakt wissenschaftlichen als um einen populären Begriff. Es gibt keine präzisen Kriterien, die klar Auskunft geben über den Grad der Ermüdung. Demnach werden auch Bezeichnungen wie Ermüdung, Übermüdung, Überanstrengung, Erschöpfung, Antriebsermüdung usw. oft synonym benutzt, obwohl Differenzierungen möglich sind (Hollmann et al., 2000).

Anhaltende schwere muskuläre Arbeit führt nicht nur zu metabolisch bedingter Ermüdung, sondern auch zu typischen Ermüdungserscheinungen im Bereich der Motorik. Gegen Ende einer erschöpfenden dynamischen Arbeit treten Koordinationsstörungen auf: Die Präzision zyklisch wiederkehrender Bewegungen nimmt deutlich ab, die Variabilität im Bewegungsablauf nimmt dabei stark zu. Die Koordinationsstörungen nehmen mit der Intensität und Dauer der Anforderung zu. Endet die sportliche Aktivität, dann beginnt die Phase der Wiederherstellung. Dosierte Ermüdung durch entsprechende Belastung und Wiederherstellung sind

Voraussetzungen zu Anpassung und Leistungssteigerung. Es ist ganz sicher nicht richtig anzunehmen, dass immer schon mit dem Beginn einer körperlichen Belastung ein Ermüdungsprozess einsetzt. Die Inanspruchnahme von Leistungsfunktionen und Kapazitäten bedeutet hier nicht notwendigerweise auch sofort eine Ermüdung (Badtke et al., 1995). Bei hohen und maximalen sportlichen Belastungen treten schon nach wenigen Sekunden Ermüdungserscheinungen auf (z. B. Geschwindigkeitsabfall beim Sprint), bei anderen Belastungen erst nach vielen Minuten.

Im Hinblick auf die Skelettmuskulatur ist die Ermüdung vor allem abhängig von der abgegebenen Leistung aber auch von der Zahl und dem Typ der in die Leistungsabgabe einbezogenen Muskelfasern, von deren Rekrutierungsmuster, vom Wirkungsgrad und anderen Faktoren. Die Skelettmuskulatur ist dabei aber nicht isoliert zu sehen. Auch die Leistungsfähigkeit anderer Organsysteme (Herz-Kreislauf-System, Atmung, endokrines System etc.) des Gesamtorganismus und die Qualität der Zusammenschaltung aller Teilsysteme durch das zentrale Nervensystem (ZNS) gehen in den Ablauf der Ermüdungsprozesse ein. Als übergeordnetes Steuerorgan jeder muskulären Aktivität besitzt das ZNS eine besondere Bedeutung.

Die Ermüdung ist gleichsam die Resultierende aus den Einwirkungen sportlicher Belastungen und anderer Umweltfaktoren und der Disposition. Verlauf und Ausprägung der Ermüdung stehen in Beziehung zu vielen Einflussgrößen. Dazu gehören innere und äußere Bedingungen. Zu den inneren Bedingungen zählt psychophysischen Voraussetzungen wie Gesundheitszustand, Trainingszustand, Lebensalter, Geschlecht und Motivation. Unter äußeren Bedingungen sind Umweltbedingungen zu verstehen wie Ernährung, Klima und Sportgeräte.

Eine wichtige Unterscheidung im Rahmen der Ermüdungsforschung ist die Einteilung in zwei Arten der Ermüdung. Erstens die lokale (periphere) und zweitens die zentrale Ermüdung (Michel et al., 2001). Untersuchungen ergaben, dass beide Formen einzeln oder zusammen vorkommen können (Hollmann et al., 2000).

Die zentrale Ermüdung ist in der Neurophysiologie definiert als „eine andauernde bewegungsinduzierte Reduktion der Fähigkeit, eine willkürliche Kontraktion des betroffenen Muskels durchzuführen“ (Curra et al., 2002). Im Gegensatz zur

Muskelermüdung, deren Ursache in der Abnahme der energiereichen Verbindungen oder durch ein Auftreten von Stoffwechselendprodukten im Muskel selbst zu suchen ist, gibt es eine Erscheinung, die man als zentrale Ermüdung bezeichnet. Sie besteht in erster Linie in einem Nachlassen der Fähigkeit, koordinierte Bewegung in der gleichen Präzision wie im unermüdeten Zustand durchzuführen. Oft sind zentrale und periphere Ermüdung gekoppelt. Jedoch kann man auch eine reine zentrale Ermüdung z. B. bei langen Beobachtungsaufgaben, ferner bei psychischer Beanspruchung feststellen. Der Begriff der "Zentralen Ermüdung" umfasst also einen psychophysischen Symptomkomplex, der in seiner kausalen Genese bisher nur unvollkommen verstanden worden ist. Subjektiv ist die zentrale Ermüdung häufig mit einem Müdigkeitsgefühl gekoppelt. Die Arbeitspsychologie hat eine Reihe von Symptomen näher erforscht, die sich generell auf ein Nachlassen zentralnervöser Leistungen zurückführen lassen. Objektiv kann man (Stegemann et al., 1991).

Unter einer lokalen Ermüdung wird die Unfähigkeit des Muskels zur Aufrechterhaltung einer gegebenen Leistung verstanden. In früheren Arbeiten ist die Anwendung EMG-basierter Methoden in der Ermüdungsforschung immer wieder beschrieben (Lindström et al., 1977b; Bigland-Ritchie., 1981; Merletti et al., 1991) und das Verhältnis zwischen muskulärer Kraftentwicklung und Ermüdung als ausschlaggebende Komponente identifiziert worden (Hof., 1984; Basmajian und De Luca., 1985).

Die Entstehung einzelner Formen von Ermüdung kann durch verschiedene Ursachen hervorgerufen werden. Folgende Ursachen, spielen eine große Rolle auf die Ermüdung (Werner, 2006):

- a. physiologische Ursachen** (Störung des Zentralnervensystems, ungenügende Energieversorgung des Gehirns, unzureichende Kapazität und Wirksamkeit der Energieversorgung der Muskeln),
- b. psychologische Ursachen** (Unsicherheit, schlechte psychologische Umgebung in der Gruppe),
- c. medizinische Ursachen** (Übertraining, verringerte Immunität, falsche Ernährung),

**d. trainingswissenschaftliche Ursachen** (Übungen und Methoden des Trainings, geschlechterspezifische- und individuelle Besonderheiten der Sportler, mangelnde Berücksichtigung des Alters).

Es gibt eine Vielzahl von Ursachen, die während bzw nach der Ermüdung auf die EMG - Signale Einfluss nehmen können. Hägg et al (1991) beschreibt, dass die Veränderung der Zahl der angesprochenen motorischen Einheiten auf das Frequenzspektrum des EMG-Signals Einfluss nimmt. Kamen et al., (1996) schreiben die Ursache der Veränderung des Frequenzspektrums einer Veränderung der Entladungsrate der einzelnen motorischen Einheiten zu. Während der Ermüdung kommt es zu einer verlängerten Leitungszeit der Aktionspotentiale der einzelnen motorischen Einheiten durch die verringerte Durchlässigkeit der Muskelmembran für Natriumionen ( $\text{Na}^+$ ) (Hägg et al., 1991). Auch kann ein Wandel der Synchronisierung im Entladungsverhalten der unterschiedlichen motorischen Einheiten innerhalb des Muskels (Kamen et al., 1996) Veränderungen in der Struktur des Oberflächenmyogramms hervorrufen. Die Veränderung der Signaleigenschaften des Oberflächen-EMG kann weiterhin durch eine Abnahme des PH-Wertes, der durch die Ansammlung von Milchsäure verändert wird (Masuda et al., 1999b) , durch weitere Faktoren wie Durchmesser der Muskelfaser (Kamen et al., 1996), Änderung der Muskeltemperatur (Jurell et al., 1998), Wandel des intramuskulären Drucks (Körner et al., 1984), Veränderung der Muskellänge (Potvin et al., 1997; Jurell et al., 1998) beeinflusst werden. Wodurch wiederum die Kontraktionseigenschaften (veränderte maximale Kraft, Muskelauswahl, Kontraktionstyp) der Muskulatur verändert werden.

### **2.2.1 Spektrale Veränderungen im EMG**

Ein typisches Anwendungsfeld der Analyse der spektralen Eigenschaften im Elektromyogramm ist die Untersuchung der muskulären Ermüdung. Dabei kommt in erster Linie die Analyse des Leistungsspektrums mit anschließender Berechnung der Median-Frequenz zur Anwendung.

Die Analyse des Frequenzverhaltens von EMG-Signalen zur Abschätzung einer Muskelermüdung wird bei verschiedenen Arten von Muskelkontraktionen benutzt.

Während die Verschiebung des Leistungsspektrums von EMG-Signalen in niedrigere Frequenzbänder während anhaltender statischer (isometrischer) Kontraktionen als gesichert angenommen werden kann (Merletti et al., 1990; Ament et al., 1993; Arendt et al., 1985), wurden für Untersuchungen mit dynamischen Muskelaktionen unterschiedliche Ergebnisse veröffentlicht (Ament et al., 1996). So wurde in einigen Fällen ein Abfall der Frequenzen (Masuda et al., 1999b) bei isokinetischen Belastungsformen (Komi et al., 1979; Horita et al., 1987) sowie auf dem Laufbandergometer (Ament et al., 1993) beobachtet. Andere Autoren fanden keine systematischen Frequenzabfälle auf dem Fahrradergometer (Gamet et al., 1990) bzw. auf dem Laufband (Ament et al., 1996). Jansen et al., (1997) verzeichneten bei einer Fahrradergometrie mit schrittweisem Anstieg der Intensität bis zu 100%  $VO_2\text{max}$  einen Anstieg der Frequenzen bei 8 von 12 Versuchspersonen. Bonato et al., (2001) untersuchten das Frequenzverhalten von EMG-Signalen bei zyklischen dynamischen Kontraktionen des m. interosseus dorsalis manus und dokumentierten den zeitlichen Verlauf der "momentanen" Median-Frequenz bei Ermüdung. Ament et al., (1996) untersuchten das Median-Frequenzverhalten des m. gastrocnemius caput laterale et mediale sowie des m. soleus bei erschöpfender Laufbandergometrie ( $v = 5 \text{ km/h}$ , Anstieg: 20%). Bei sechs von sieben Versuchspersonen zeigte sich kein systematischer Median-Frequenzabfall der untersuchten Muskelgruppen. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein Abfall der Median-Frequenz nicht nur abhängig vom Erreichen einer bestimmten Belastungsintensität (Ament et al., 1996) ist, sondern stark von der individuellen Bewegungsausführung bzw. den biologischen Dispositionen eines Sportlers beeinflusst wird.

Die Veränderungen in den Leistungsspektren der EMG-Signale werden von den meisten Autoren auf das Absinken der Muskelfaserleitgeschwindigkeit zurückgeführt. Dabei wird vom proportionalen (Stulen et al., 1981; De Luca et al., 1984b) bzw. überproportionalen Absinken (Broman et al., 1985; Masuda et al., 1999a) der Median- bzw. mittleren Frequenzen berichtet.

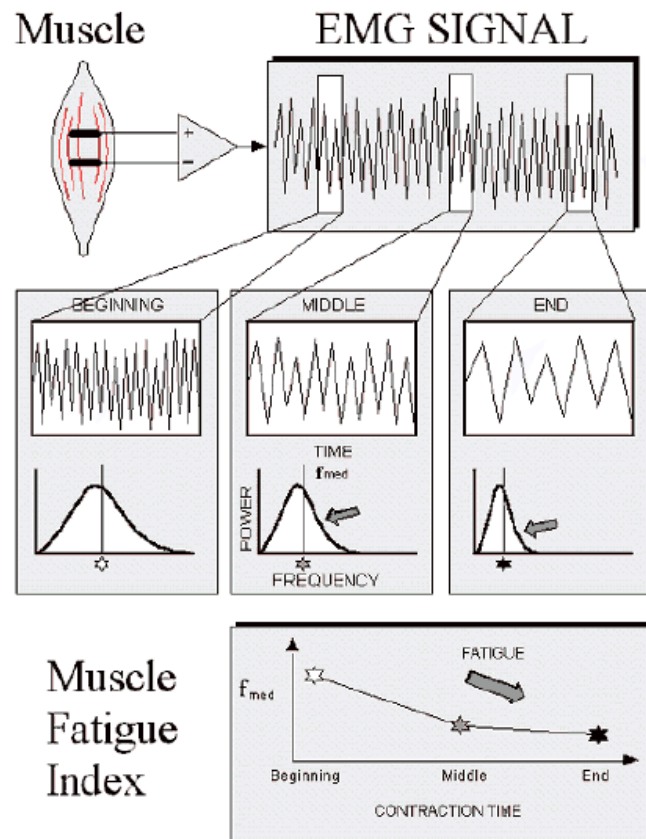


Abb. 1 Darstellung der spektralen Änderung, die im EMG-Signal während einer anhaltenden Kontraktion auftritt. Der Muskelermüdungs-Index wird durch die Median-Frequenz des Spektrums beschrieben (De Luca et al., 1997)

Mehrere Studien über spektrale Verschiebungen des EMG-Signals aufgrund von Ermüdung sind von großem Interesse für das grundlegende Verstehen muskelphysiologischer Vorgänge sowie in der Ergonomie. Schon in den Anfängen der EMG-Messung zeigte sich in den Ermüdungsversuchen eine Verschiebung der Frequenzen von hoch nach tief im Zeitverlauf (Piper et al., 1912; Cobb et al., 1923). Diese Frequenzverlagerung wurde später durch zahlreiche Autoren bestätigt (Adrian et al., 1928; Lindström et al., 1970; Chaffin et al., 1973; Stulen et al., 1981; Hagberg et al., 1981; Bigland et al., 1983a; Broman et al., 1985; Arendt et al., 1985; Merletti et al., 1997; Jurell et al., 1998). Diese Verschiebung hat mehrere Ursachen.

Es wurde nachgewiesen, dass die Änderungen im Spektrum des EMG-Signals während starker Kontraktionen und nach der Ermüdung durch eine Abnahme der Muskelfaserleitgeschwindigkeiten (MFCV) der Aktionspotentiale erklärt werden



kann (Lindström et al., 1977; Stulen et al., 1981; Eberstein et al., 1985; Lowery et al., 2000). Die Hauptursache der Abnahme der MFCV konnte vorrangig auf die Ansammlung metabolischer Nebenprodukte zurückgeführt werden. Der Mangel an Sauerstoff spielt in diesem Zusammenhang eine zweitrangige Rolle (Horita et al., 1987).

Bei isometrischen Kontraktionen kommt es zu einer Erhöhung des intramuskulären Drucks, der eine Verminderung der lokalen Muskelversorgung bedingt. Diese Verminderung der lokalen Sauerstoffversorgung bewirkt eine Laktat-Akkumulation (Mills et al., 1984) und damit eine PH-Wert Erhöhung, die als Ursache der Spektralverschiebung des EMG (Körner et al., 1984; Kamen et al., 1996) anzusehen ist.

Einen Synchronisationseffekt zwischen den motorischen Einheiten wurde in anderen Studien herausgefunden (Krogh et al., 1991). Im Allgemeinen wird ein Anstieg der MF mit zunehmender Kraft gefunden, der durch die Rekrutierung größerer und damit schnell leitender motorischer Einheiten verursacht wird. Die Abhängigkeit der MF von der Kraft ist damit vor allem im unteren Kraftbereich gegeben (Mannion et al., 1996).

### **2.2.2 Amplitudenveränderung während der Ermüdung**

Im zeitlichen Verlauf einer willkürlichen Kontraktion kommt es zu Veränderungen der Amplitudenwerte. Beobachtet man dabei Ermüdungserscheinungen, zeigt sich eine kontinuierliche Zunahme des iEMG (Scherrer et al., 1959; Lippold et al., 1960; Maton et al., 1981; Petrofsky et al., 1980b; Hof et al., 1984; Merletti et al., 1990; De Luca et al., 1997). Das Oberflächen-EMG stellt ein Interferenzmuster als Summe der Aktivität überlagerter Potentiale einzelner motorischer Einheiten dar. Es kann durch Berechnung der Fläche unter der Kurve (iEMG) ein Parameter bestimmt werden, der die elektrophysiologische Gesamtaktivität des Muskels widerspiegelt.

Die Änderung der Amplitude des EMG kann mehrere Ursachen haben:

- a. Änderung der Anzahl der motorischen Einheiten (Lippold et al., 1960; De Luca et al., 1997).

- b. Änderung der Entladungsrate durch Arbeit (Moritani et al., 1986; Weir et al., 1999).
- c. Veränderung in der Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten (Maton et al., 1981; De Luca et al., 1997).
- d. Während der Willkürkontraktionen kommt es zur Verstärkung der motorischen Einheiten von Klein zu Groß (Jurell et al., 1998).
- e. Die Erhöhung des intramuskulären Drucks vermindert die lokale Muskelversorgung. Diese Verminderung ist die Ursache der Amplitudenveränderung des EMGs (Kamen et al., 1996).
- f. Veränderung der Muskellänge (Kamen et al., 1996; Jurell et al., 1998),
- g. Änderung in der Kraftintensität (Edwards et al., 1956),
- h. Änderung im beteiligten Faserotyp -I -II (Linssen et al., 1991).

## **2.3 Ergometer und Schwimmen**

Unter Ergometrie oder Belastungsuntersuchungen versteht man Verfahren, die die Beobachtung und Analyse physiologischer Parameter während körperlicher Belastungen zum Ziel haben. Die wichtigsten Messgrößen sind hierbei die erreichte Leistung, Herzfrequenz, Atemfrequenz, Laktat, Sauerstoffaufnahme, Kohlendioxidabgabe und physiologische Leistungsfähigkeit.

Die diagnostische Methode der Ergometrie hat seit langem Eingang in die praktische Kardiologie gefunden und ist in den letzten Jahren auch weitgehend standardisiert worden (Bar-Or et al., 1983).

Beim Schwimmen hat man die Möglichkeit, den ganzen Körper oder jeweils Beine und Arme getrennt voneinander zu trainieren. Dabei kann man den Trainingsschwerpunkt unter anderem auf die Verbesserung der Kraftausdauer legen.

Möchte man insbesondere die Beinkraft verbessern, so lässt man den Schwimmer längere Strecken mit einem Brett, das er zur Widerstandsvergrößerung senkrecht hält, schwimmen. Dabei werden nur die Beine zum Vortrieb benutzt. Die Beine tragen jedoch beim Schwimmen nur einen sehr geringen Teil zum Vortrieb bei. Jedoch gehen die Meinungen sehr weit auseinander, was den prozentualen Anteil

der Beinarbeit an der gesamten Leistung angeht. So geht Karpovich (1935) zum Beispiel davon aus, dass 70% und somit die Hauptkraft, die für die Geschwindigkeit im Kraulschwimmen verantwortlich ist, von den Armen ausgeht. Im Vergleich zu den 30%, die von den Beinen beigetragen werden (Karpovich et al., 1935). Smith (1978) berichtet dagegen über Werte von 85% für die Arme und 15% für die Beine. Auf Grund dieses relativ geringen Beitrages der Beine zur Gesamtleistung scheint ein besonders spezifisches Training zur Verbesserung der Beinkraft in erster Linie von nicht allzu großer Bedeutung zu sein.

Von der Trainingswissenschaft sind in den vergangenen Jahren verschiedene Test zur Ergometrie im Schwimmen durchgeführt worden (Swaine et al., 1997; Kimura et al., 1990). Dazu gehört ein Kraftausdauerstest: Bei diesem Test wird die Armzugfrequenz auf der so genannten Biobank (Seilzuggerät) getestet. Dabei absolviert er 10 Minuten, in dem die Freistilbewegung imitiert wird. Aus 10 Minuten wird ein Mittelwert bestimmt. Nach einer Pause von 2 Minuten wird dieser Test wiederholt und mit den Mittelwerten aus der ersten Untersuchung verglichen. Der Nutzen dieses Tests begründet sich in der Darstellung der individuellen Leistungsentwicklung durch einen Vergleich der gemessenen Kräfte.

## **2.4 Spiroergometrie**

Die Sauerstoffaufnahme ( $O_2$ ) ist diejenige Menge an Sauerstoff, die pro Zeiteinheit von der Lunge aufgenommen wird (ml/min). Sie stellt ein globales Maß für den  $O_2$ -Transport und die Funktion von Lunge, Herz, Kreislauf und Peripherie (arbeitende Muskulatur) dar.

Im günstigsten Falle einer Einschätzung der Ermüdung werden definierte Außenkriterien (z. B. die Belastung als Leistung in Watt) unter bestimmten Bedingungen (Belastungsregime, Testmethodik) in Beziehung zu Veränderungen definierter biologischer Daten (Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme, Kohlendioxidabgabe, Harnstoff im Blutserum) gesetzt.

Zunehmend rückten Studien zu Fragen des Energiestoffwechsels bei sportlichen Belastungen in den Vordergrund des wissenschaftlichen Interesses. So wurden Veränderungen aus metabolischer Sicht beim Laufen, Radfahren, Skilaufen und

Schwimmen untersucht (Herbst et al., 1929; Kimura et al., 1990). Der Einfluss von Ermüdungserscheinungen auf sportlichen Tätigkeiten wurden bereits von Herbst et al., (1927) beobachtet. Die Erhöhung des Energieumsatzes setzt umso eher ein, je schwerer die zu vollbringende Arbeitsleistung ist.

Die Spiroergometrie ist eine Untersuchungsmethode der Sportmedizin zur Prüfung der allgemeinen körperlichen Leistungsfähigkeit, der Funktion des kardiopulmonalen Systems und des Stoffwechsels unter definierten Belastungsbedingungen. Mit einer definierten Belastung auf einem Ergometer lassen sich die Funktionen der Lunge als Organ des Gasaustausches, Blut als Transportorgan für die Atemgase, Herzleistung (Herzminutenvolumen und Schlagvolumen), Sauerstoffverbrauch und Kohlendioxidgeneration in der Peripherie (Kleber, 2001) in ihrer Gesamtleistungsfähigkeit bestimmen.

Unsere Kenntnisse zu den Abläufen von Ermüdungsprozessen wurden von Simonson (Simonson., 1926; Galperin et al., 1934; Simonson., 1935) durch die Entwicklung eines geeigneten Konzepts verbessert, deren Ausprägung von der Art und Dauer der Belastung abhängig ist. Diese Grundvorgänge manifestieren sich an den unterschiedlichsten Systemen des Organismus und beeinflussen sich gegenseitig.

Durch Registrierung respiratorischer Parameter können gleichzeitig Aussagen über die Technik und Ökonomie eines Schwimmers gemacht werden (DiPrampo et al., 1974) die dann in Beziehung zu den metabolischen und physiologischen Verhältnissen gebracht werden können.

Cureton et al., (1930) und Karpovich et al., (1935) stellten fest, dass eine Beziehung zwischen dem koordinativen Armzug und der Atmung vorhanden ist. Der Einfluss des Armzugs und Beinschlags auf die Freistilschwimmbewegung ist für die Leistung von entscheidender Bedeutung. Karpovich et al., (1944) ließen den Probanden Schwimmen während er die Luft anhielt. Die Atemluft wurde nach dem Test erfasst. Sie berechneten den Energieverbrauch auf der Basis des O<sub>2</sub>-Verbrauchs (Adrian et al., 1966). Eine ähnliche Untersuchung wurde bei submaximaler Geschwindigkeit durchgeführt. Die Atemluft wurde nach der Schwimmstrecke in einem Douglas-Sack aufgefangen. Der Douglas-Sack wurde während der Messung neben dem Beckenrand hergetragen. DiPrampo et al., (1974) und Pendergast et al., (1977) untersuchten den Energieverbrauch während

der Freistilschwimmbewegung in einem kreisrunden Schwimmkanal. Die  $O_2$ -Aufnahme wurde bei konstanter Geschwindigkeit bestimmt. Monpetit et al., (1981) führten eine Methode ein, in der der Proband nach dem Schwimmen in eine Atemmaske ausatmet. Durch Extrapolation der  $O_2$  Erholungskurve wurde der  $O_2$ -Verbrauch bestimmt.

De Groot et al., (1983) haben die Methode von Douglas weiterentwickelt. Bei dieser Methode wird die Ausatemungsluft über einen definierten Zeitraum in einem Sack gesammelt, um die Sauerstoff- und Kohlendioxidwerte bestimmen zu können. Anschließend wird dann die im Douglas-Sack gesammelte Ausatemungsluft abgesaugt und das Volumen mittels eines Durchflussmessers bestimmt. Der entscheidende Nachteil der Douglas-Sack Methode besteht allerdings darin, dass sie nur Aussagekraft über einen bestimmten Zeitraum und nicht für einen bestimmten Zeitpunkt während einer Belastung besitzt. Auch die Erfassung der respiratorischen Parameter nur in der Bewegungspause stellte sich als ungenau heraus. Es konnten dadurch z.B. keine Aussagen über die respiratorischen Parameter genau bei Belastungsende getroffen werden. Ein weiterer Nachteil der klassischen Methode war, dass die Messapparatur am Rand des Schwimmbeckens neben dem Schwimmer hergetragen werden musste, wobei Schlauchsysteme den Schwimmer besonders bei seiner Wende am Beckenrand behinderten.

Bei einem Vergleich hochtrainierter Schwimmer mit Triathleten konnte (Toussaint et al., 1990a) festgestellt werden, dass die Leistungsschwimmer bei gleichem energetischem Einsatz eine höhere Schwimmgeschwindigkeit aufwiesen. Zur Messung der benötigten Energie entwickelten Toussaint et al. das MAD System (measure active drag, Toussaint et al., 1988; Clarys et al., 1988a; Toussaint et al., 1994; Toussaint et al., 1990a; Toussaint et al., 1990b; Toussaint et al., 2004; Toussaint et al., 2006). Dieses spezielle Messsystem misst die Vortriebseffizienz der Schwimmer, indem die aufgewandte Kraft pro Bewegungszyklus erfasst wird und mit der Sauerstoffaufnahme in Beziehung gesetzt wird.

In einer Vergleichsuntersuchung wurde herausgefunden, dass Triathleten bei gegebener Leistung nur 44% der verfügbaren Energie in effektiven Vortrieb umsetzen konnten, wohingegen es bei Schwimmern 61% waren. Damit legten die Schwimmer bei gleicher Leistung pro Armzug effektiv 31 cm mehr Strecke zurück

als die Triathleten (Toussaint et al., 1990a). Vergleichbare Differenzen bezüglich der Qualität der Vortriebsbewegungen konnten sogar zwischen gut trainierten Schwimmern mit verschiedenen Wettkampfstrecken festgestellt werden (Cappaert et al., 1992). Damit die Messungen der Vortriebseffizienz durchgeführt werden können erlaubt das MAD-System dem Schwimmer, sich bei jedem Armzug von fixierten Paddles abzustößen.

Eine andere technische Entwicklung ist die Gegenstromanlage im Strömungskanal (Toussaint et al., 1994). Gegenstromanlagen ermöglichen eine definierte Vorgabe von Schwimmgeschwindigkeiten, wobei durch die Spiroergometrie die individuelle Leistungsfähigkeit gemessen werden kann. Bezüglich der Atemmaske finden sich hier einige Nachteile. Durch die Verbindung mit einem Schnorchel, wodurch der Schwimmer zum Atmen keine Drehbewegung mit dem Kopf zu machen braucht, resultiert ein verringerter Energieaufwand. Andererseits ist von Nachteil, dass der Proband anhaltend mit einer Atemmaske schwimmen muss, die den Wasserwiderstand erhöht. Allerdings ist diese Anlage mit hohen Kosten verbunden und es ist unklar, ob die Geschwindigkeit an allen Stellen des Kanals zu allen Zeitpunkten genau den angezeigten Werten entspricht. Beim Schwimmen ist der Proband in der Bewegung eingeschränkt oder Anteile der Bewegung entfallen komplett, wie die Kopfrotation beim Kraulschwimmen. Die Strömungswiderstände erhöhen sich durch Maske und Schläuche und verfälschen somit das Ergebnis.

Ein weiterer Nachteil der spirometrischen Messverfahren im Medium Wasser ist, dass eine kontinuierliche Aufzeichnung der respiratorischen Parameter während des Schwimmens nur schwer ermöglicht werden kann, da die Mechanik und Apparatur der kontinuierlichen Messgeräte gegenüber dem Wasser und Bewegungen empfindlich sind. Zusätzlich kommt es durch die Anwendung portabler Spirometriesysteme zu einer Beeinträchtigung der freien Bewegungskoordination, die besonders die Wenden im Pool beeinträchtigen.

### 3 Physiologische Grundlagen

#### 3.1 Physiologische Grundlagen der Skelettmuskulatur

Der Anteil der Muskulatur des gesamten Körpergewichts beträgt ca. 40-50% bei Männern, etwa 25-35% für Frauen. Die Hauptaufgabe der mechanischen Muskelkontraktion ist Kraftentwicklung. Der Muskel selbst enthält krafterzeugende Elemente (Muskelfasern), die nach außen durch Zellmembranen abgeschlossen sind (Ganong et al., 2001).

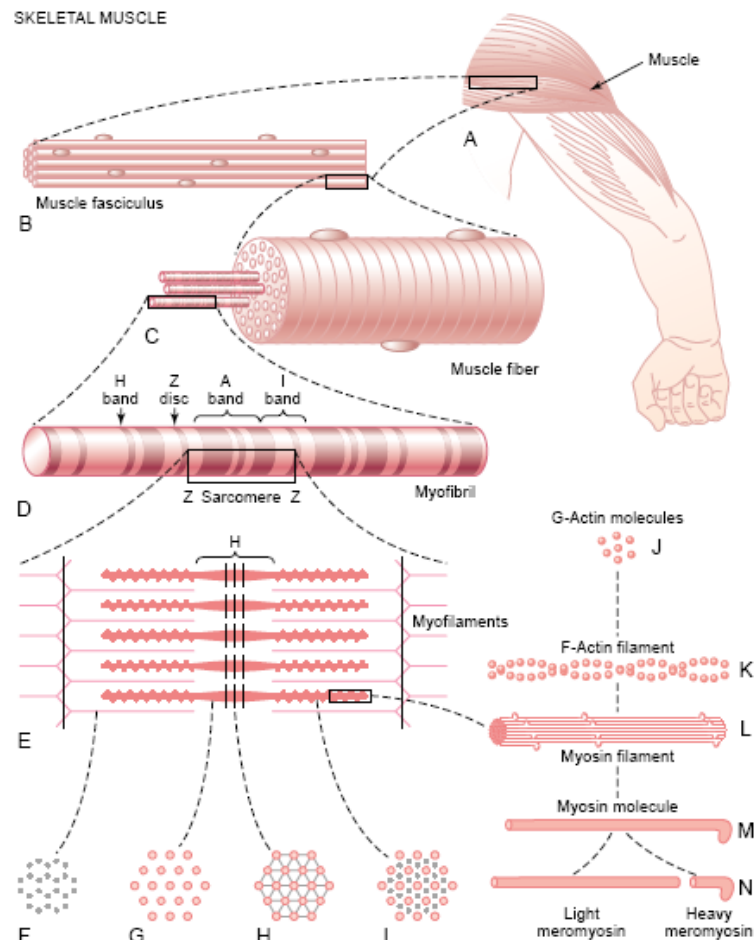


Abb. 2 Aufbau der Muskelfaser bestehend aus den kontraktilen Elementen Myofibrille und Aktin-Myosin-Filamenten (Guyton et al., 2006, S 73)

Der Durchmesser der einzelnen Fasern variiert je nach der Muskelfunktion zwischen 40 µm und 150 µm (Laurig et al., 1983). Eine Reihe von Fasern bilden ein Muskelfaserbündel. Eine Muskelfaser enthält von 100 bis mehrere 1000 kleinste Myofibrillen, die parallel laufen. Jede Myofibrille besteht aus einer Serie von kontraktilen Elementen (Sarkomere). Diese Sarkomere haben in Ruhelage

eine Länge von etwa 2  $\mu\text{m}$  und sind durch Z-Scheiben voneinander getrennt (Keidel et al., 1985).

Verschiedene Muskelfasern zeigen jedoch, in physikalischen, biochemischen und ultrastruktureller sehr unterschiedliche Merkmale. So hängen die motorische Eigenschaften von Muskelfasern scheinbar vom versorgenden Motoneuron ab. Eine Klassifizierung der motorischen Einheiten auf der Grundlage der Kontraktionsgeschwindigkeit und der Ermüdung kann während einer Kontraktion verschiedener Muskelfasertypen unterschieden werden (langsame Muskelfasern ST, Schnelle, ermüdungsresistente Muskelfasern FR, schnelle Muskelfasern mit hoher Ermüdbarkeit FF).

Die langsam kontrahierende Muskelfaser (ST) wird bei leichter und mittelschwerer Arbeit zuerst aktiviert. Selbst unter schwerer Arbeit wird seine Aktivität aufrecht erhalten. Jedoch steigert sich mit der Intensität der Arbeit die Rekrutierung von schnellen motorischen Einheiten, nämlich die (FR), gefolgt von FF-Einheiten. Besonders während längerdauernder submaximaler Ausdauerbelastung nimmt die Rekrutierung von (FF mit der Belastungsdauer zu. Sie ersetzen den Kraftbeitrag der Fasern (FR), deren Glykogenvorräte während der intensiven Belastung zur Abnahme gehen. (Maughan et al., 2000). Für Kraft-Ausdauerleistungen in einem Umfang von mehr als 80% der maximalen Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2 \text{ max}$ ) wird von einer Aktivierung aller Muskelfaser-Typen ausgegangen.

Die Tabelle 1 stellt die Eigenschaften verschiedener Fasertypen und der Kraftentwicklung dar (Gjelsvik et al., 2002):



Tabelle 2 Die Eigenschaften verschiedener Fasertypen (Gjelsvik et al., 2002, S 11)

	Fasern (ST)	Fasern (FR)	Fasern (FF)
<b>Morphologie</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• dünner Faserdurchmesser</li> <li>• stärkere z-Scheiben</li> <li>• Mitochondrienzahl↑</li> <li>• Hämoglobin</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• großem Faserdurchmesser</li> <li>• dünne Z-Scheiben</li> <li>• Glykogen ↑</li> <li>• Myoglobin</li> </ul>	
<b>Kontraktionsgeschwindigkeit und Stoffwechsel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• langsam zuckend</li> <li>• „slow twitch fibres“</li> <li>• oxydativer Stoffwechsel</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• schnell zuckend</li> <li>• „fast twitch fibres“</li> <li>- Kombination von anaerober Glykolyse und oxidativem Stoffwechsel</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>schnell zuckend</li> <li>- „fast twitch fibres“</li> <li>- anaerobe Glykolyse</li> </ul>
<b>Typ motorische Einheit</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- großer Ermüdungswiderstand</li> <li>- „slow to Fatigue“</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- hoher Ermüdungswiderstand</li> <li>- fatigue-resistant</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- schnell ermüdbar</li> <li>- „fast fatigueable“</li> </ul>
<b>Funktion</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>ausdauernd und präzise arbeitend-Produktion moderater Kraft</li> <li>- tonisch posturale Aktivität</li> <li>- Aufrechterhaltung von Stabilität</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>ausdauernd, schnell und kräftig arbeitend</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- geringe Ausdauer</li> <li>- phasische Bewegungsproduktion: Kraft und große Geschwindigkeit</li> </ul>
<b>Stoffwechsel</b>	langsame oxidative Muskelfasern	Hochoxidative glykolytische Faser	schnelloxidative Muskelfaser

Die kleinste funktionelle neuromuskuläre Einheit wird als motorische Einheit bezeichnet (Sherrington 1908). Es ist die grundlegende funktionelle Einheit für alle willkürlichen Bewegungen und Reflexe. Ein motorische Einheit besteht aus einer Nervenzelle (Alpha-Neuron), sein motorisches Axon und alle Muskelfasern die von diesem Motoneuron versorgt werden (Hollmann et al., 2000). Das Axon bzw. die periphere Nervenfasern teilt sich im Muskel in viele Verzweigungen auf. Die

Reizübertragung zwischen dem Ende der motorischen Nervenfasern und den Muskelfasern wird über synaptische Verbindungen sogenannte "motorischen Endplatten" hergestellt (Abbildung 3).

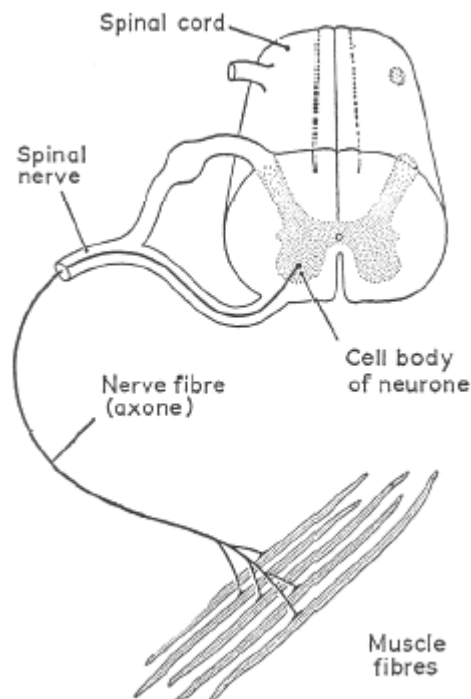


Abb. 3 Die schematische Darstellung einer motorischen Einheit (Basmajian et al., 1985, S 12)

Die Anzahl der Muskelfasern einer motorischen Einheit variiert erheblich in Abhängigkeit vom Muskel und seiner Funktion. So können zum Beispiel in den großen Muskeln der Extremitäten bis zu 2000 Fasern von einer einzigen Nervenfaser aktiviert werden.

Bei einer natürlichen willkürlichen Kontraktion ist die Erregung durch die funktionelle Einheit zwischen den motorischen Nervenzellen im Rückenmark und versorgten Muskelfasern organisiert (Hennemann – size prinzipale) (Henneman et al., 1965). Die Erregung des motorischen Axon und der zugehörigen Muskelfasern folgt dem Alles-oder-Nichts-Prinzip, was bedeutet, dass jedes nur jedes überschwellige Aktionspotential weitergeleitet wird (McComas et al., 1996)

### **3.2 Physiologische Grundlagen der Oberflächen-elektromyographie**

Als Elektromyographie bezeichnet man die Registrierung und Aufnahme der elektrischen Phänomene der Muskelanspannung (myos gr.= Muskel, graphie gr. = Aufzeichnung) (Laurig et al., 1983). Die Elektromyographie (EMG) ist eine experimentelle Technik, die Erstellung, Erfassung und Analyse von Signalen myoelektrischer verwendet. Myoelektrische Signale durch physiologischen Zustand Variationen Muskelfaser Membran erzeugt werden (Basmajian et al., 1985). Die elektromyographische Messungen Verfahren ist im Bereich der menschlichen Bewegung und der neuromuskulären Diagnostik verwendet (Stegeman et al., 2000). Insbesondere die Anwendung elektromyographischer Messungen im Bereich der klinischen Diagnostik, Rehabilitation, Arbeitsmedizin (z.B. Ergonomie). Zur Ableitung des Potentials der Muskeln bei Elektromyographie ist die Unterscheidung ein invasive Methodik, die Nadel-Elektroden, in Muskulatur eingebracht und die Methode der Oberflächen-elektromyographie (EMG), bei der Muskelaktionspotentiale mittels Oberflächen-elektroden gemessen werde. Die typischen Vorteile von EMG sind (Konrad et al., 2005) erlaubt die quantitative und objektive Erfassung der Muskelfunktion, Hilft bei operativen Entscheidungsprozessen, Dokumentiert Therapie- und Trainingsprozesse, erlaubt die Analyse und Optimierung von Sporttechniken, erfasst die muskuläre Beanspruchung in Arbeitsabläufen. In elektromyographischen Untersuchung werden die Amplitude und Frequenz von Muskelaktionspotentiale extrazellulären mit Hilfe von Elektroden abgeleitet und registriert. Die Analyse komplexer Bewegungen, bei der EMG im Rahmen die kinematischen und dynamometrisch Messverfahren durchgeführt, ermöglicht letztlich Aussagen über die Qualität der Bewegung oder erlaubt die Ökonomisierung der Bewegung. Schematische Darstellung der Entstehung des EMG-Signale in Abbildung 4 Dieser besteht aus dem Rückenmark Motoneuron (spinalen Motoneuron), seine Axon der Axon im motorischen Nerven-und alle Muskelfasern und die Übertragung der Aktionspotentialen aller Muskelfasern einer motorischen Einheit ist die (Summen) Aktionspotential der motorischen Einheit (Basmajian et al., 1985).

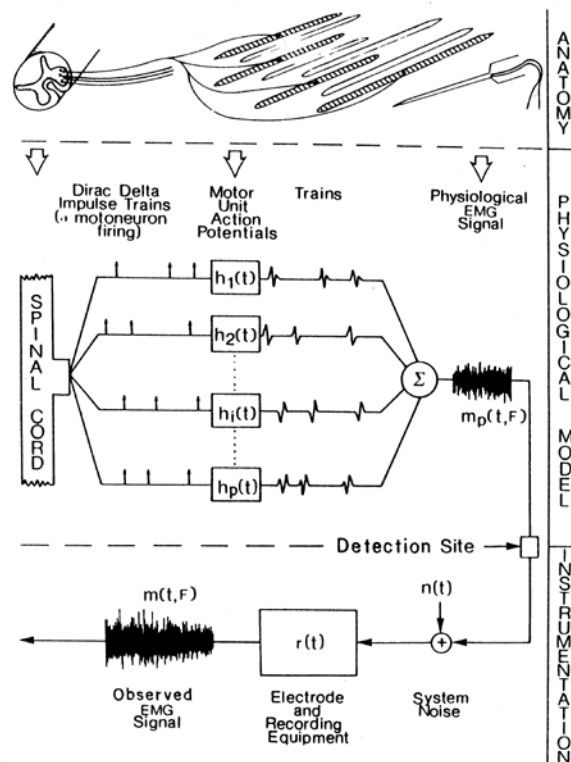


Abb. 4 Entstehung des EMG-Signals (Basmajian et al., 1985, S 82)

### 3.3 Messung von Muskelaktionspotentialen durch EMG

Die Nervenfaser hat einen großen Längswiderstand und ist gegenüber der Umgebung nicht sehr gut isoliert. Ein einmal ausgelöstes Aktionspotential ist mit einem kurzzeitigen  $\text{Na}^+$ -Einstrom verbunden. Es läuft ein Ionenstrom in das Innere der Nervenzelle. Dieser Ladungsunterschied zu den benachbarten Membranabschnitten führt entlang der Faser und bewirkt sowohl außerhalb als auch innerhalb einen Ladungsausgleich. Es kommt somit zu einem elektrischen Stromfluss, der den Nerven depolarisiert (Dudel et al., 1995). Bei der Membran verändert sich der Ionenstrom durch die Membran für einzelne Ionenarten selektiv. Dies geschieht fortlaufend an einem umschriebenen Areal an der Membran. An dieser Stelle kehrt sich die Polarisierung, d.h. das Potentialverhältnis von Innenleiter zu Außenleiter um. Diese lokale Depolarisation breitet sich in beide Richtungen aus, sodass aus der lokalen Depolarisation eine progressive Depolarisation wird, die fortschreitende Querströme durch die Membran zur Folge hat (siehe Abb. 5).

Das Grundprinzip der Elektromyographie ist in Abbildung 6 verdeutlicht. Legt man auf der Haut über einen entspannten Muskel zwei Elektroden an und verbindet diese mit einem sehr sensiblen Spannungsmessinstrument, lassen sich die Muskelaktionspotentiale erfassen.

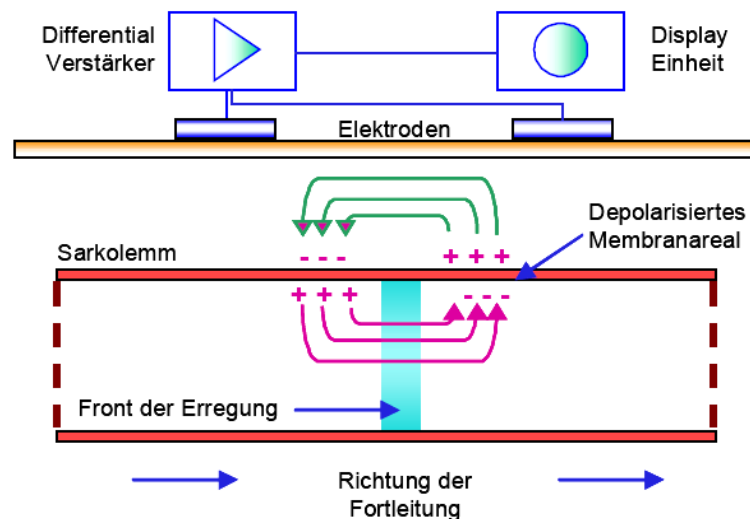


Abb. 5 Darstellung der Elektromyographie (Kumar 1996, S. 76)

Viele Studien mit EMG-Aufnahmen werden mit bipolaren Elektroden-Anordnungen durchgeführt, die eine Differenzenverstärkung ermöglichen. Die Verstärkung der elektrischen Potentialdifferenzen, die zwischen den Elektroden hindurch laufen, bilden die Grundlage des auf dem Bildschirm sichtbaren Oberflächen-Elektromyogramms (surface - SEMG ) Signals.

In Abbildung 7 läuft ein Aktionspotential der Muskelfaser unter der Elektrode 1 und 2 hindurch von links nach rechts (Konrad et al., 2005).

- Zum Zeitpunkt T1 ist der Abstand zwischen den Elektroden-1 und der Depolarisationszone groß - es gibt keine elektrische Aktivität.
- Zum Zeitpunkt T2 ist der Abstand zwischen den Elektroden-1 und der Depolarisationszone am kürzesten und damit ist die elektrische Aktivität an der Stelle am höchsten.
- Zum Zeitpunkt T3 läuft die Depolarisationszone in Richtung der Elektrode 2; die Entfernung von der Elektrode-1 und der Elektrode-2 ist so groß, dass keine elektrische Aktivität gemessen werden kann.

- Zum Zeitpunkt T4 ist der Abstand zwischen den Elektroden-2 und der Depolarisationszone am geringsten und es wird die höchste elektrische Aktivität gemessen.
- Zum Zeitpunkt T5 ist der Abstand zwischen den Elektroden-2 und der Depolarisationszone sehr groß und es wird keine elektrische Aktivität gemessen.

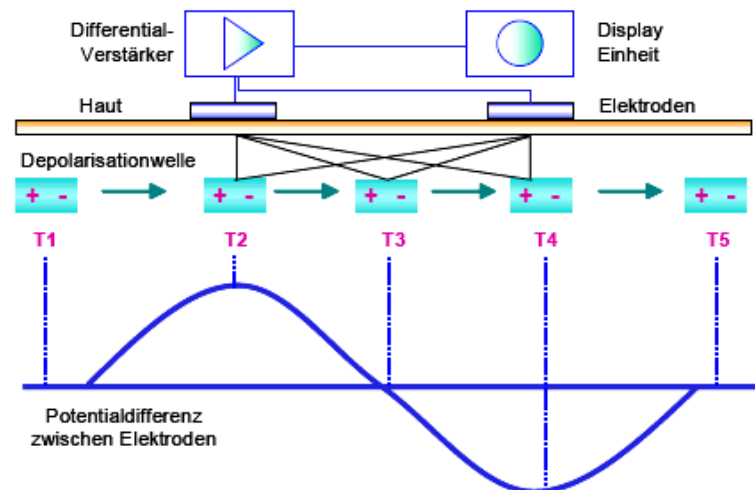


Abb. 6 Modell eines wandernden elektrischen Dipols auf Muskelfasermembranen. Übernommen und modifiziert (Konrad et al., 2005, S. 8)

Abbildung 7 zeigt eine Überlagerungsvorgang mehrerer Aktionspotentiale schematisch:

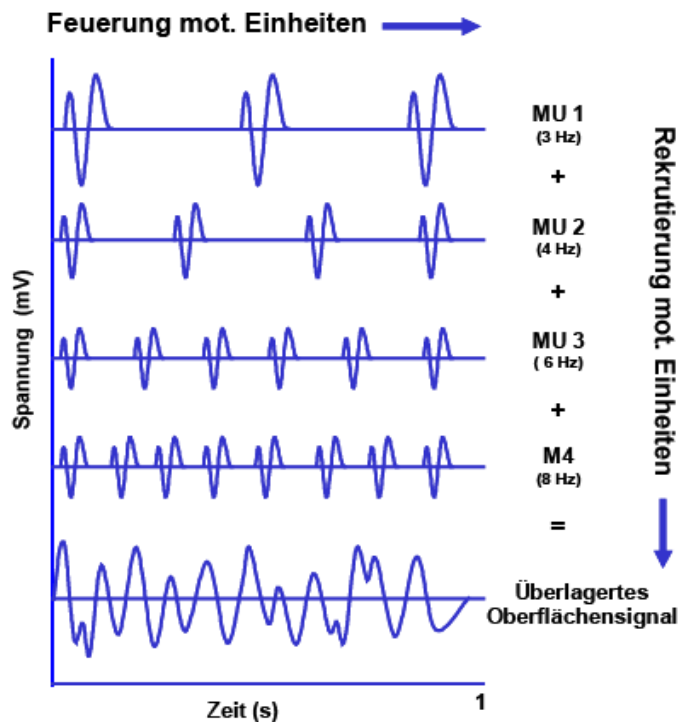


Abb. 7 Schematische Darstellung des Entstehens eines Interferenzmusters aus der Überlagerung einzelner Aktionspotentiale gleichzeitig erregter motorischer Einheiten (Konrad et al., 2005, S 9)

### 3.4 Physiologie der Atmung

Für die körperliche Leistung sind unterschiedliche Eigenschaften bedeutsame Komponenten, wie Schnelligkeit, Ausdauer und Kraft, die u. a. durch eine Ergospirometrie erfasst werden kann. Mit der Zunahme der Muskelaktivität erhöht sich die Notwendigkeit für eine verstärkte Sauerstoffaufnahme. Die maximale Sauerstoffaufnahmefähigkeit bestimmt die Leistungsfähigkeit in den verschiedenen Sportarten (Ausdauer). Im Spitzensport finden sich in den verschiedenen Sportarten sehr unterschiedliche maximale Sauerstoff-Aufnahmewerte ( $VO_2\text{max}$ ). Maximale Werte finden sich bei Radsportlern und Ruderern gefolgt von Schwimmern und Kanuten. Dabei spielt auch das Alter eine Rolle. Zwischen 15 und 20 Jahren entwickelt sich die aerobe Kapazität am stärksten. Ein weiterer Aspekt im Hinblick auf die  $VO_2\text{max}$  ist die Bewegungsökonomisierung durch die neuromuskuläre Koordination, die einen bedeutsamen Einfluss auf die Sauerstoffaufnahme hat. Zu Beginn der körperlichen Belastung setzt ein Anstieg der  $VO_2$  erst verzögert ein, weil zuerst

energiereiche Phosphate (ATP, Kreatin-Phosphat) abgebaut werden. Je schneller der Körper auf den gestiegenen O<sub>2</sub>-Bedarf reagiert, desto besser können auch die anfallenden Stoffwechselmetaboliten abgebaut werden. Somit stellt sich auch mit jeder zusätzlichen Belastung für die Anfangszeit eine Minderversorgung von Sauerstoff (Sauerstoffdefizit) ein, das während oder nach der Belastung aufgeholt werden muss (Sauerstoffschuld) (Guyton et al., 2006).

Der Gleichgewichtszustand des physiologischen Systems (Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz) wird als Steady-state definiert (Kent et al., 1996). Der "Steady-State" ist von Person zu Person unterschiedlich und hängt von körperlichen Leistungsfähigkeit ab. Wenn dieser Punkt des Gleichgewichtes in der Energiebereitstellung überschritten ist, steigt die Sauerstoffaufnahme sowie der Laktatgehalt bis zu einem individuellen Grenzwert an.

Bis etwa 60-70% der maximalen Belastung steigen die CO<sub>2</sub>-Abgabe und die O<sub>2</sub>-Aufnahme nahezu linear an. Nach Überschreitung der aerob-anaeroben Schwelle steigt die CO<sub>2</sub>-Abgabe überproportional an.

Um die Entwicklung der O<sub>2</sub> mit CO<sub>2</sub> zu beschreiben, wurde der Respiratorische Quotient (RQ) eingeführt  $\text{CO}_2 / \text{O}_2$ , der aus einem metabolischen und ventilatorischen Komponente zusammensetzt ist.

Für eine Beurteilung der Atemfunktion im Leistungssport ist nicht das Atemminutenvolumen die entscheidende Größe, sondern der effektiv stattfindende Gasstoffwechsel, also das Volumen der eingeatmeten Sauerstoffs (O<sub>2</sub>) und des ausgeatmeten Kohlendioxids (CO<sub>2</sub>).

$$\text{RQ} = \frac{\text{CO}_2}{\text{O}_2}$$

Die respiratorische Quotient ist für die sportmedizinische Leistungsdiagnostik wichtig, weil es ist ein Maß der Zusammensetzung der verstoffwechselten Brennstoffe darstellt. Bis zum Höhepunkt der Anstrengung erreicht der RQ aufgrund der laktaziden Energiebereitstellung Werte um 1,15. In der Erholungsphase können die Werte bis auf 1,7 (Löllgen et al., 2005) ansteigen.



### 3.5 Die Energiebereitstellung des Muskels

Für Kontraktion benötigen Muskeln chemische Energie (ATP), das von Mitochondrien durch die Atmungskette erzeugt wird. Dieser Prozess kann grundsätzlich in Verbindung mit Sauerstoff (aerob) und ohne Sauerstoff (anaerob) erfolgen. Der Wirkungsgrad der Muskelarbeit liegt nur etwa bei 20% bei der Umsetzung der chemischen Energie in Bewegung (Muskelarbeit), der Rest der Energie wird in Wärme (Muster et al., 2006; Mayer et al., 2007) umgesetzt.

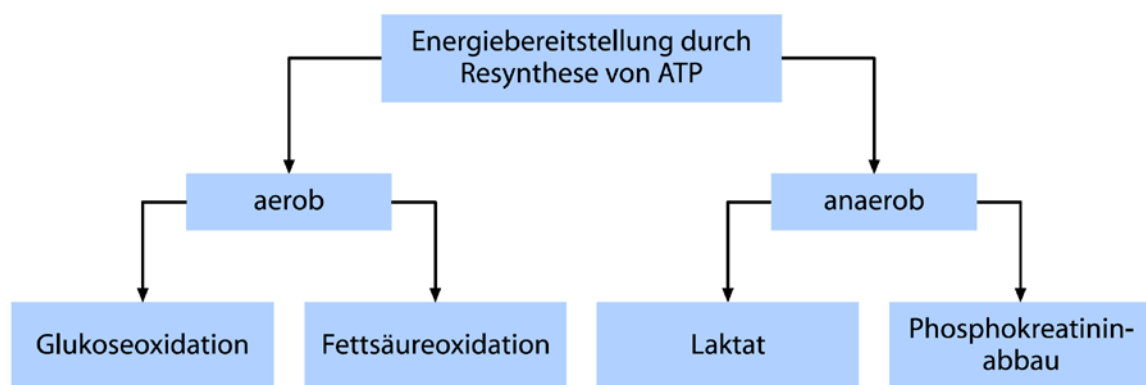


Abb. 8 Schema der Energiepfade zur Wiederaufbau von ATP (Muster et al., 2006, S 19)

Die Kontraktion des Muskels produziert Wärme und infolge der "Zell-Atmung" bestimmte Endprodukte wie Kohlendioxid, Wasser und im Fall der anaeroben Energiebereitstellung Milchsäure (Laktat).

Im Muskel selber gibt es mehrere Systeme der Energiespeicherung, die auf energiereiche Phosphate wie Adenosintriphosphat, Kreatinphosphat (KP) und andere zurückgreifen.

Die genannten Phosphatgruppen können kurzfristig eine bestimmte Energiemenge bereitstellen, um schnelle Bewegungen zu ermöglichen. Im Muskel selbst ist eine sehr kleine Menge ATP vorhanden, die direkt in Energie umgesetzt werden kann. Adenosintriphosphat (ATP) ist der wichtigste Energielieferant aller Zellen. Es besteht aus der Aminosäure Adenosin und drei Phosphatresten.

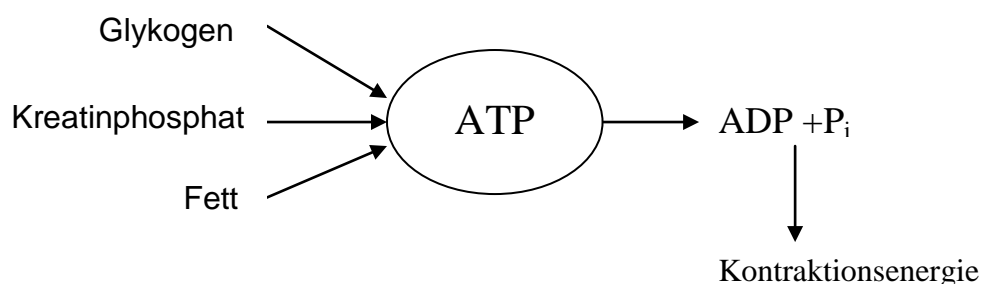
ATP kann aus Glucose (Zucker), Glykogen (Speicherform von Glukose), Kreatinphosphat und Fetten gewonnen werden.

Bei maximaler Muskelbelastung liefert der ATP-Gehalt des Muskels für 1-3 Muskelkontraktion ausreichend Energie. Der Muskel ist schon so früh Energieversorger angewiesen, die einen Wiederaufbau (Resynthese) von ATP beschützen (Strass et al., 2006; Muster et al., 2006).

Die anaerobe Glykolyse erreicht ihren Höhepunkt bei einer maximalen Belastung nach 40-45 Sekunden. Große Belastungen über längere Zeiträume werden durch zunehmend aerobe Prozesse abgedeckt, wodurch aber die Leistungsabgabe deutlich sinkt. Im Gegensatz zu der anaeroben Laktaziden-Form der Energieversorgung (Glukose ohne Sauerstoff) resultiert die aerobe Energieproduktion im niedrigen bis mittleren Intensität der Belastung durch den Abbau von Kohlenhydraten und Fetten. Die Energieversorgung dieser Stoffe läuft auf oxidativen Weg in die Mitochondrien ab (Strass et al., 2006).

Die ATP-Resynthese geschieht über Spaltung von Kreatinphosphat, Glukose und Fetten. Der schnellste Weg der ATP-Resynthese ist die Spaltung des Kreatinphosphats im Muskel. Das KP wird über glykolytische und oxidative Mechanismen resynthetisiert (Strass et al., 2006).

Bei Belastungen mit hoher Intensität wird Kreatinphosphat ausgenutzt, dann wird die notwendige Energie weiterhin auf anaerobem Wege durch die Spaltung von Glykogen gewonnen, die Zerlegung erfolgt ohne Sauerstoff.



ATP und Kreatinphosphat sind in den Muskel nur in begrenzter Menge vorhanden. Sie können bei einer Muskelkontraktion sofort genutzt werden, sind aber nach spätestens 10 Sekunden aufgebraucht. Glucose wird im anaeroben Abbau von bis zu 90 s nutzbar. Es benötigt jedoch eine Anlaufzeit von ca. 10 s. Als Abbauprodukt

entsteht Laktat, was zu einer Übersäuerung der Zelle führt. Er versorgt die Muskelzelle bis zu 90 Minuten mit Energie. Nach einiger bestimmter Anlaufzeit beginnt auch der Abbau von Fetten. Durch den Fettabbau kann die Muskulatur für mehrere Stunden leistungsfähig bleiben (Friedrich et al., 2007).

Tabelle 3 *Energiespeicher der Skelettmuskel (Schmidt et al., 2007, S 130)*

	<b>Substrat</b>	<b>Gehalt (<math>\mu\text{Mol/g}</math> Muskel)</b>	<b>Energieliefernde Reaktion</b>
1- Speicher	Adenosintriphosphat (ATP)	5	$\text{ATP} \rightarrow \text{ADP} + \text{P}_i$
2- Speicher	Kreatinphosphat (KP)	25	$\text{KP} + \text{ADP} \rightarrow \text{ATP} + \text{K}$
3-Speicher	Glukoseeinheiten im Glykogen	80-90	anaerob: Abbau über Pyruvat zu Laktat (Glykolyse) aerob: Abbau über Pyruvat zu $\text{CO}_2$ und $\text{H}_2\text{O}$
4- Speicher	Triglyzeride (Fette)	10	Oxidation zu $\text{CO}_2$ und $\text{H}_2\text{O}$

## 4 Material und Methode

### 4.1 Handkurbelergometer

Zur Erfassung der Daten wurde ein Fahrradergometer der Firma SIEMENS so umgebaut, dass es möglich war die Zielbewegung zu reproduzieren. In einem speziell konstruierten steifen Würfel aus Aluminiumprofilen wurde das Handkubelergometer und eine ebene Auflagefläche im Würfelzentrum befestigt, so dass der Proband liegen konnte. ( s. Abb. 10).

Die Liegeposition des Probanden war auf dem Bauch liegend und parallel zum Boden. Der Proband wurde so ausgerichtet, dass die Schultern in einer Linie mit den Pedalen des Ergometers waren. (s. Abb. 9).

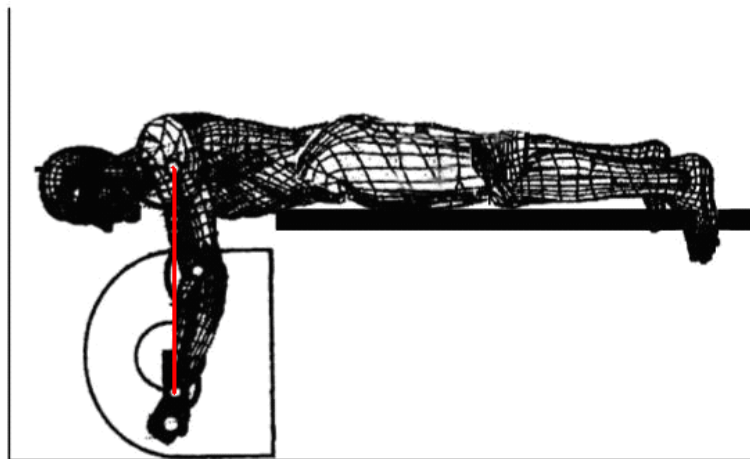


Abb. 9 Position des Probanden am Handkurbelergometer



Abb. 10 Das Handkurbelergometer in einem steifen Würfel

Das Handkurbelergometer wurde vor Beginn der Messungen kalibriert und die Einstellungen auf ihre Richtigkeit geprüft. Um gleiche Bedingungen für alle Getesteten zu garantieren, wurde diese Kalibrierung bis zum Ende der Messungen beibehalten.

Um die Freistilbewegung durchführen zu können, musste der Proband in liegender Position das rechte Pedal des Handkurbelergometers betätigen. Es wurde von einer beidseitigen Nutzung der Pedale Abstand genommen, da Vortests gezeigt haben, dass aufgrund koordinativer Schwierigkeiten und auftretender muskulärer Dysbalancen die einseitige Belastung der Probanden geringe Varianzen in den Ergebnissen hervorbrachte. Das Handkurbelergometer wurde so konstruiert, dass es dem jeweiligen Proband angepasst werden konnte.

Anhand der Freistilbewegung liessen sich dann das Drehmoment und die Drehgeschwindigkeit erfassen. Um die Drehgeschwindigkeit konstant zu halten wurde ein Drehgeschwindigkeitsanzeiger montiert, so dass der Proband visuell die Drehgeschwindigkeit während des Versuchs kontrollieren und gegebenenfalls korrigieren konnte.

Um die EMG-Signale markieren zu können wurden Lichtschranken eingesetzt. Diese ausgeschnittenen Signale wurden danach mit Hilfe eines Computers weiterverarbeitet (Vgl. Abb. 11).

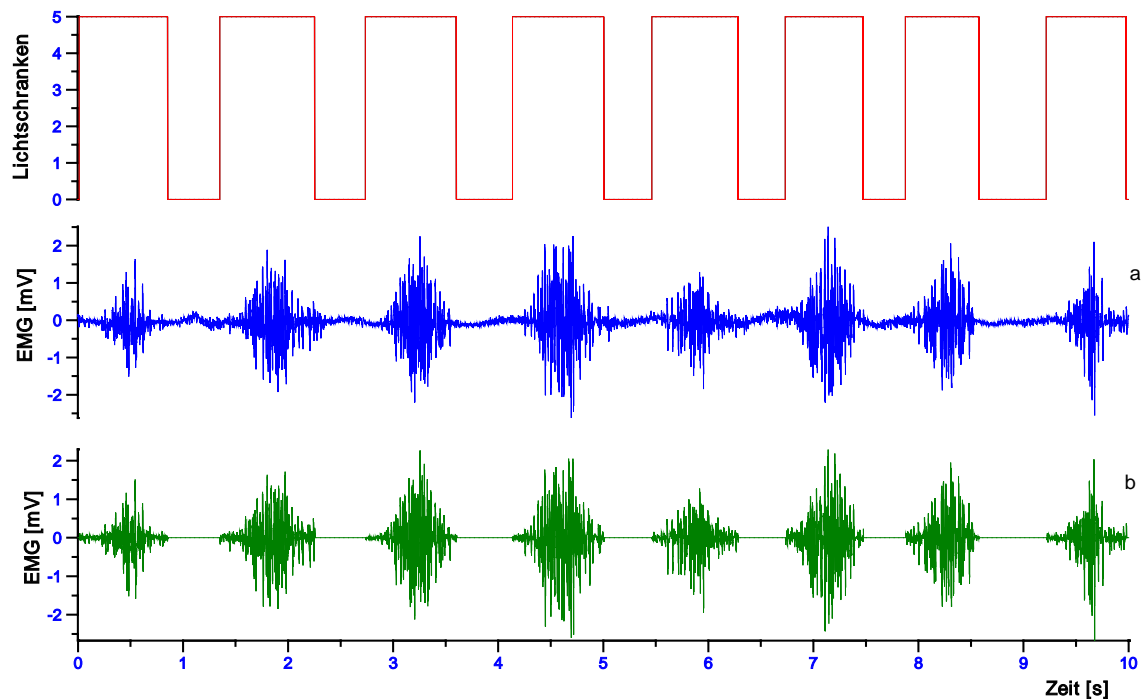


Abb. 11 Lichtschranke und die a) EMG-Rohdaten sowie die b) ausgeschnittenen Daten

Im dieser Arbeit wird die dynamische Kontraktion als eine kontrollierte Gelenkdrehung definiert, d.h. in jedem Zyklus herrscht die gleiche Position, Distanz, Geschwindigkeit und Umdrehung. Es gibt keine wesentlichen Änderungen in den folgenden Zyklen. Die Schwimmart für diesen Test war Freistil und wurde unabhängig von der Hauptschwimmart der Probanden gewählt.

## 4.2 Messung der Kraft

Über einen Kraftsensor der Firma Kistler vom Typ 9602 wurden die statische Arbeit sowie die Maximalkraft in vertikaler Richtung in der liegenden Position über den Zug an einem Handgriff gemessen. Das Messsignal wurde auf einen weiteren Differenzverstärker gegeben, um eine hohe Störunterdrückung zu erreichen. Vom Differenzverstärker ging das Signal an eine Verteilerbox für BNC -und Binderstecker (EMG-Verstärker), die dann mit einem A/D-Wandler vom Typ 6024 der Firma National Instruments verbunden war.

Die Triggerschwelle war für die Maximalkraft mit der Flankenart „steigend“ und einem Schwellwert von 100N definiert. Wenn diese Schwelle erreicht war, wurde durch eine pretrigger Einstellung von 300 Werten die Messpunkte vor dem Erreichen der Triggerschwelle mit registriert.

Die Abtastrate wurde auf 2000 Hz eingestellt, dass bedeutete eine Aufzeichnung von 2000 Werten pro Sekunde.

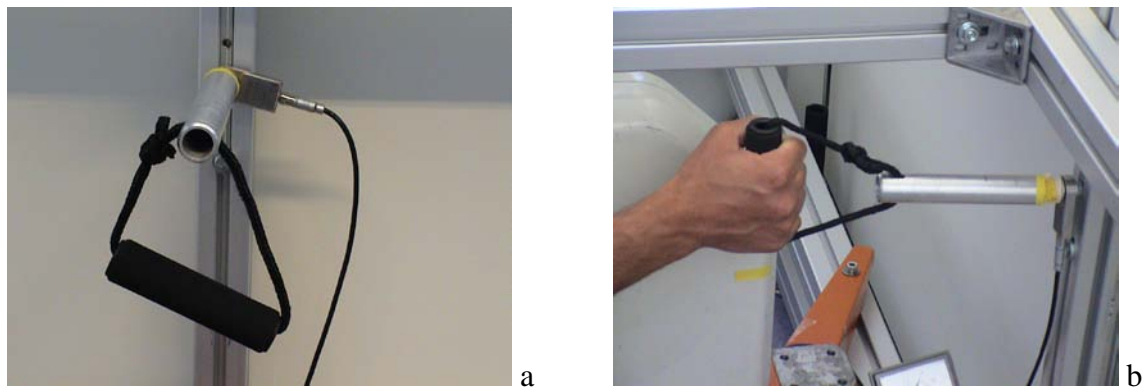


Abb. 12 Kraftmesssensor a) frontal und b) seitlich

Mit Hilfe der Programme DasyLab Version 7.0 und DIAdem 8.1.1292 wurden alle Messdaten der Versuchsdurchführung aufgenommen, gespeichert und graphisch dargestellt. Die Auswertung der Daten erfolgte mit DIAdem. Alle erhobenen Daten wurden während des Versuchs mit Hilfe eines Oszilloskopes vom Typ HAMEG HM 407-2 visuell überprüft.

### **4.3 Messung der EMG**

Die Messung mit Hilfe des Handkurbelergometers gibt lediglich Auskunft über den mechanischen Kontraktionszustand eines Muskels, jedoch nicht über die elektrische Aktivität. Die Oberflächen-Elektromyographie eignet sich, wie im vorhergehenden Kapitel gezeigt wurde, zur Messung des elektrophysiologischen Potentials eines Muskels.

Dem Probanden wurden vor dem Versuch die Elektroden auf die ausgewählte Armmuskulatur geklebt. Bei der Auswahl der Muskeln waren drei Bedingungen zu beachten:

- a) Die Ergebnisse der EMG-Daten müssen in Bezug stehen zu den Muskelbewegungen, die im Labor und im Wasser durch die Zielbewegung erzeugt werden.
- b) Grundlegende Kenntnisse über die Aktivität der untersuchten Muskulatur in der schwimmspezifischen Koordination (Freistil) mussten aus der Literatur verfügbar sein.
- c) Die ausgewählte Muskulatur musste möglichst zugänglich direkt unter der Haut liegen, damit keine Störungen durch das Übersprechen anderer Muskelaktionen das EMG Signal verfälschen konnte.

Nach Clarys (1983b) gilt der m. triceps brachii als wichtigster Muskel in der Zugphase der Freistilbewegung (Schega et al., 2006). Andere Untersuchungen von (Clarys et al., 1985a; Clarys et al., 1983b; Clarys et al., 1983a; Nuber et al., 1986) (Schega et al., 2006; Mayer et al., 2007) beschäftigten sich mit dem Einfluss des m. biceps brachii in einer Freistil-Bewegung in einer reproduzierbaren Laborsituation. Sie erkannten, dass der m. biceps brachii die größte Aktivität in der mittleren Rückzugphase besitzt.

Somit zeichnen sich der m. biceps brachii und m. triceps brachii als relevante Muskeln für die Versuche aus. Die Elektroden sind nach den Richtlinien von Freriks et al. (1999) und Konrad et al. (2005) angeordnet worden.



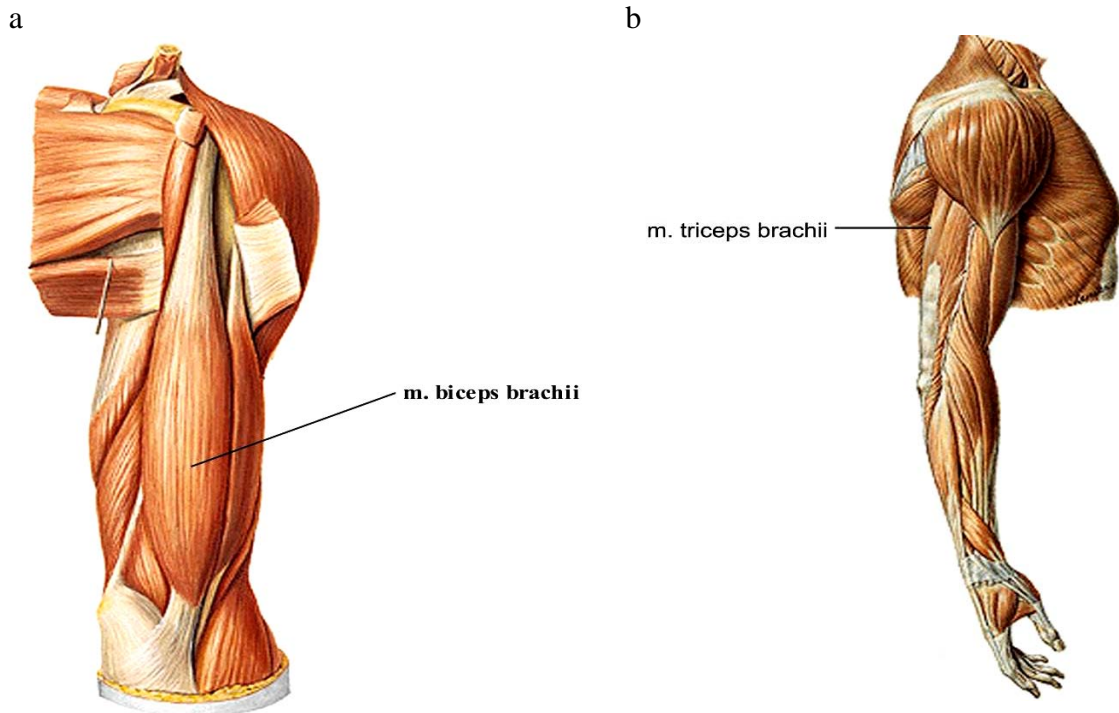


Abb. 13 a) frontal Ansicht eines biceps b) seitlich Ansicht eines triceps (Sobotta et al., 2004, S 178)

Die elektromyographischen Potentiale wurden vom m. biceps brachii und vom m. triceps brachii mittels Oberflächenelektroden abgeleitet. Um eine effizientere Applikation der Elektroden auf der Haut zu gewährleisten, wurde die Armbehaarung teilentfernt und die entsprechenden Stellen gesäubert (Konrad et al., 2005). Die Elektroden wurden auf der dicksten Stelle des Muskelbauchs angebracht, um ein möglichst starkes Signal zu erhalten (De Luca et al., 1997; Kamen et al., 1996; Kampas et al., 2001), wobei die beiden Differenzeingänge in Muskelfaserrichtung ausgerichtet worden sind. Die bipolaren Elektroden wurden mittels Klebestreifen fixiert. Zur Verbesserung der Leitfähigkeit der Kontaktfläche zwischen Haut und Elektrode wurde ein Gel benutzt. Dabei musste beachtet werden, dass sich die drei Elektroden nicht überlappen. Da eine bipolare Ableitung zur Anwendung kam, wurden zuerst die Referenzelektrode in die Mitte des Muskelbauches und dann rechts und links daneben die roten Ableitelektroden angebracht, um möglichst symmetrische Ableitbedingungen zu gewährleisten. Zur Verbesserung der Befestigung, wurden die Elektroden und die umliegende Haut mit Collodium bestrichen und die drei Elektroden anschließend mit Fixomull

Stretch abgeklebt. Dies diente dem Zweck, dass die Elektroden während der Bewegung nicht verrutschen konnten. Dadurch konnten Artefakte vermieden werden. Am Ende wurden die Kabel festgedreht und mit Verstärkern verbunden. Diese wurden ebenfalls auf der Hautoberfläche befestigt. Die analogen Signale wurden in digitale Signale mittels eines Analog-Digital-Wandlers umgewandelt. Der benutzte EMG Verstärker hat einen Eingangswiderstand von 10 Gigaohm und eine Bandbreite von 0,1 Hz bis 1000 Hz sowie einen Verstärkungsfaktor von 1000. Bei den Messungen wurden Hellige Babyelektroden (Ag/AgCl) benutzt.

Die korrekte Positionierung der Elektroden über dem Muskelbauch wurde über ein Oszilloskop kontrolliert und das EMG-Signal wurde visuell auf Artefakte kontrolliert.

Die Abtastrate wurde auf 2000 Hz festgelegt (Henneman et al., 1989). Die Box war über eine DAQ-Karte 1200 (ISA) mit einem Computer verbunden. Die darauf befindlichen Programme Dayslab Version 7.0 und DIAdem 8.1.1292 dienten der Messdatenerfassung und Signalverarbeitung.

Über eine BNC-Box zur Datenaufnahme und –weiterleitung wurde die folgende Anschlussbelegung festgelegt.

Tabelle 4 Kanalverteilung der BNC-Box

Kanalnummer	Kanalname	Einheit
Ch01	Fz <sup>1</sup>	N
Ch12	Lichtschranken	
Ch03	m. biceps.brachii	mV
Ch04	m. triceps.brachii	mV
Ch05	Drehmoment	Kpm
Ch05	Geschwindigkeit	Rpm

#### 4.4 Messung der Sauerstoffaufnahme

Die Messung von Lungen- und Atemvolumina wird mit Hilfe der Spirometrie durchgeführt. Dabei wird über ein Messgerät (Oxycon Mobile) die Menge des aufgenommenen Luftvolumens gemessen. Die Probanden mussten dazu eine Atemmaske tragen. Zusätzliche Applikationen waren ein Ohrclip zur Messung der Herzfrequenz und ein Sensor zur Bestimmung des Sauerstoffgehaltes des Atemvolumens. Die Messdaten wurden über ein telemetrisches System (WILT

<sup>1</sup> Die Vertikalkräfte Fz beträgt +/- 5V bzw. +/-6000N

2410) an eine Empfangseinheit (Power-Calibration-Unit PCa) übertragen. Um sicher zu stellen, dass alle am Gerät angeschlossenen Hardware-Module richtig arbeiten, wurde nach dem Einschalten automatisch ein Selbsttest durchgeführt und zusätzlich die Umgebungsbedingung automatisch ermittelt (aktuelle Temperatur, Luftfeuchtigkeit und den Luftdruck). Um das Lungenvolumen exakt bestimmen zu können, wurde das Messaufnahmesystem (P-Rohr, -Sieb, IOS-Kopf (Option), Druckwandler, Verstärker) geeicht. Zur Calibrierung wurde eine Eichgas ( $O_2$   $NO$   $CO_2$ ) verwendet. Die  $O_2/CO_2$ -Eichung wird mit der Eichgasflasche durchgeführt. Die Eichgasflaschen wurde mit Befüllung 5%  $CO_2$  und 16%  $O_2$  verwendet werden. Der Eichgasschlauch wurde von eine Seite mit dem Eichgasanschluss und an der Geräterückseite des MasterScreen CPX verbunden Die Eichung funktioniert automatisch. Anhand der Ergebnisse der Eichung ermittelte der Computer Korrekturfaktoren. Mit der Verrechnung dieser Faktoren bei der späteren Messung wurde sichergestellt, dass die richtigen Messwerte vorliegen.

Vor der eigentlichen Ergospirometriemessung musste eine Atemflussvolumen-Messung durchgeführt werden. Der Proband sollte bei angelegter Atemmaske in Ruhe atmen. Die Messung des Flussvolumens teilt sich in zwei Phasen. In der ersten Phase sollte aus der Normalatmung so tief wie möglich langsam maximal ausgeatmet werden, dann langsam maximal eingeatmet um im Anschluss erneut langsam maximal ausgeatmet werden. Danach sollte normal weitergeatmet werden. In der zweiten Phase sollte aus der Normalatmung langsam maximal ausgeatmet, dann langsam maximal eingeatmet, dann einmalig so fest wie möglich ausgeatmet und zum Schluss nochmals maximal eingeatmet werden. Danach wurde wieder normal weitergeatmet. Dabei wurden als Beanspruchungsindikatoren folgende Parameter erfasst und in Beziehung gesetzt:

- Herzfrequenz [1/min]
- Atemfrequenz [1/min]
- Sauerstoff Aufnahme [mL/min]
- Kohlendioxid Abgabe [mL/min]
- respiratorischer Quotient (RQ)

Die Versuchspersonen gehen bei Submaximaltests nicht bis an ihre Leistungsgrenze. Die Daten werden kontinuierlich analysiert und die Mittelwerte in Intervallen von 5 Sekunden ausgegeben.



Abb. 14 Der Proband mit Telemetrie

#### **4.5 Versuchsablauf**

Das Probandenkollektiv bestand aus 45 männlichen Sportlern, die die Schwimmbewegung beherrschten. Davon führten 30 Probanden den EMG-Versuch (4.5.1) und 15 Probanden den Spiroergometrie-Versuch (4.5.2) durch. Vor Beginn der Untersuchung wurden die Probanden über den Versuchablauf informiert. Ihnen wurde erläutert, dass sie zu jeder Zeit die Möglichkeit haben, den Test abzuberechnen. Außerdem wurden sie im Vorfeld aufgefordert am Tag vor der Untersuchung keine übermäßig großen körperlichen Anstrengungen auszuüben. Nach dem Ausfüllen der Einverständniserklärung wurden die anthropometrischen Daten erfasst (s. Tab. 5).

Tabelle 5 Anthropometrische Daten (Mittelwerte und Standardabweichungen) der Versuchsteilnehmer

	Alter	Gewicht	Länge	Armlänge	Oberarm länge	Unterarm länge	Oberarmu mfang	Unterarm umfang
Mittelwert	29,64	80,24	177,67	79,27	36,53	31,79	30,67	26,02
STAB	± 5,22	± 12,78	± 6,95	± 4,96	± 2,87	± 7,41	± 3,57	± 2,65

Den Versuchspersonen wurde die Aufgabe gestellt, einen Kraularmzug am Handkurbelergometer (HKE) durchzuführen. Der Proband sollte sich vor dem Versuch 180 Sekunden lang mit einem Widerstand (50 % der Gleichung 1) durch dynamische Bewegungen am HKE aufwärmen. Die Erwärmung wurde durchgeführt, um Muskelverletzungen vorzubeugen (Safran et al., 1988) und dient zusätzlich dazu, dass sich der Proband an die Technik gewöhnen konnte. Im Anschluss an die Erwärmungsphase wurden Experimente der statischen und dynamischen Arbeit durchgeführt.

#### 4.5.1 EMG-Versuch

Nach einer 30-sekündigen Pause wurden zwei Experimente zur Messung der statischen Arbeit durchgeführt. Das Erste umfasste eine zehn sekündige maximale Zugarbeit am Handgriff (Zugbewegung). Nach 30-sekündiger Pause musste der Proband im zweiten Teil dieses Experiments diese Bewegung noch dreimal drei Sekunden lang wiederholen. Die Pause zwischen den Versuchen betrug fünf Sekunden (vgl. Tab. 6).

Im Hauptversuch zur Messung der dynamischen Arbeit sollte der Proband 300 Sekunden lang, mit einer konstanten Drehgeschwindigkeit von 44 rpm (Maglischo., 2003), das Handkurbelergometer betätigen. Der individuelle Widerstand des Ergometers wurde nach folgender Gleichung berechnet (Bar-Or et al., 1983; Donna et al., 1991):

$$\text{Widerstand [Watt]} = \frac{3,52 \times \text{rpm} \times \text{Gewicht}}{\text{Zeit}} \quad \text{Gleichung 1}$$

wobei:

rpm = Drehgeschwindigkeit (revolution per minute)

Gewicht = Körpergewicht in Kg

Zeit = in Sekunde

Im Anschluss wiederholte sich die Versuchsreihe der statischen Arbeit nach obigem Vorbild.

Tabelle 6 Versuchsablauf der EMG-Versuch

180 [S]	30 [S]	10 [S]	30 [S]	3 [S] × 3	120 [S]	300 [S]	10 [S]	3 [S] × 3	10 [S]	10 [S]
Aufwärmen	Pause	Statisch	Pause	Statisch	Pause	Dynamisch	Pause	Statisch	Pause	Statisch
50 % der Gleichung 1		Maximal Kraft		Maximal Kraft		nach Gleichung 1		Maximal Kraft		Maximal Kraft
		Phase 1		Phase 2		Phase 3		Phase 4		Phase 5

## 4.5.2 Spiroergometrie-Versuch

Für die Erfassung der Spiroergometriedaten wurde der dynamische Hauptversuch (siehe 4.5.1) erneut durchgeführt. Dabei wurden die Herzfrequenz, Atemfrequenz, O<sub>2</sub>-Aufnahme, CO<sub>2</sub>-Abgabe und respiratorischer Quotient aufgezeichnet.

Tabelle 7 Versuchsablauf der Spiroergometrie -Versuch

180 [S]	120 [S]	300 [S]
Aufwärmen	Pause	Dynamisch
50 % der Gleichung 1		nach Gleichung 1

## 5 Datenverarbeitung

### 5.1 EMG (Aktivität)

Für jedes EMG-Signal, jeden Muskel, jeden Proband und jeden Kontraktionstyp wurde die Aktivität in  $\text{mV} \cdot \text{ms}$  bestimmt. Traditionelle Analysen haben im Allgemeinen das integrierte EMG verwendet (Kamen et al., 1996). Die EMG-Rohdaten wurden zuerst ausgeschnitten (Positionssignale der Lichtschranken) und danach mit einem Butterworth Band-Passfilter bei einer Grenzfrequenz von 10 bis 500 Hz gefiltert (De Luca et al., 1997; Jurell et al. 1998; Konrad et al., 2005). Für die Medianwertberechnung wurden diese Daten mit einer Rechteckfensterfunktion auf eine vorgegebene Fensterlänge von 4096 Datenpunkten und mit einer 50-prozentigen Überlappung der Werte berechnet. Die Rechteckfunktion ändert die Signale nicht (Blockgröße für die Berechnung der statischen Arbeit betrug 2048 Datenpunkte). Im Anschluss wurden die geteilten und gefilterten Daten für die IEMG-Berechnung gleichgerichtet. An diesen Daten wurde eine Glättung mit einem symmetrischen 50 Punkt-Nachbarschafts-Filter durchgeführt (Kumar., 1996). Dann wurden von jedem Rechteckfenster die Integrale der geglätteten Werte berechnet und die maximalen Werte erfasst, um die Aktivität der Muskulatur darstellen zu können.

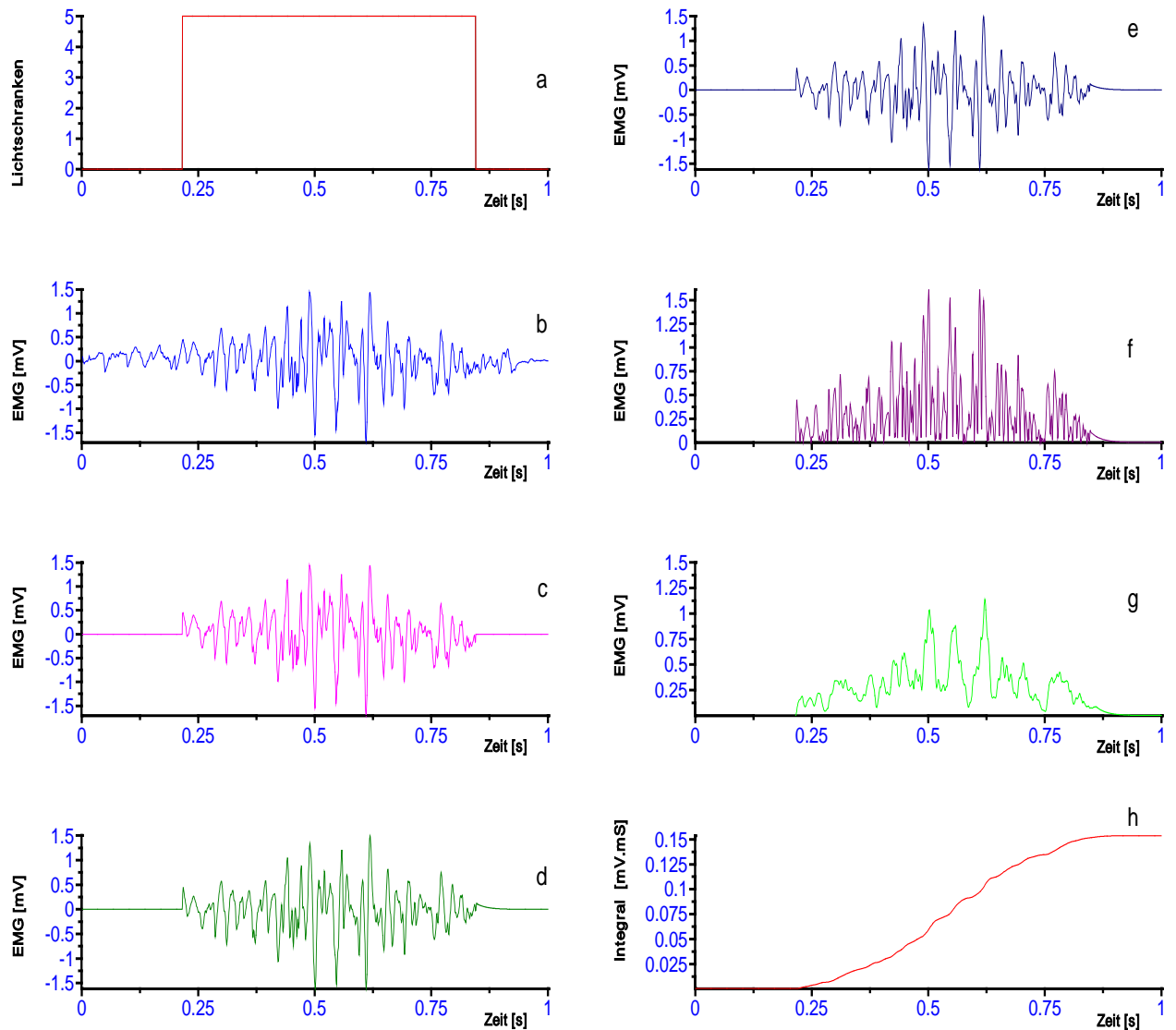


Abb. 15 Auswertung der Aktivität a) Lichtschranke b) EMG-Rohen Daten c) ausgeschnitten Daten d) gefilterte Daten e) Rechteckfenster Daten f) gleichgerichtete Daten g) geglättete Daten h) integrierte Daten

## 5.2 EMG (Median-Frequenz)

Bei der Auswertung der Median-Frequenz wurde bis zum Arbeitsschritt d) genauso verfahren wie bei der Auswertung der EMG-Aktivität unter 5.1 (Kamen et al., 1996). Die ausgeschnittenen Daten wurden mit der Fast Fourier Transformation (FFT) und mit einer Hanning-Fensterfunktion bearbeitet (Jurell et al., 1998; Konrad et al., 2005). Durch eine Fourier-Transformation wird eine



gegebene Funktion in ihre sinusförmigen Anteile zerlegt. Danach kann die Amplitude und die Frequenz jedes sinusförmigen Signalanteils in einem Diagramm dargestellt werden. Dann wurde das Spektrum der Fast Fourier Transformation (FFT) ermittelt und über ein Modul die dazu gehörigen statistischen Werte berechnet. Dieses Modul teilt das Spektrum in zwei gleichgroße Flächen.

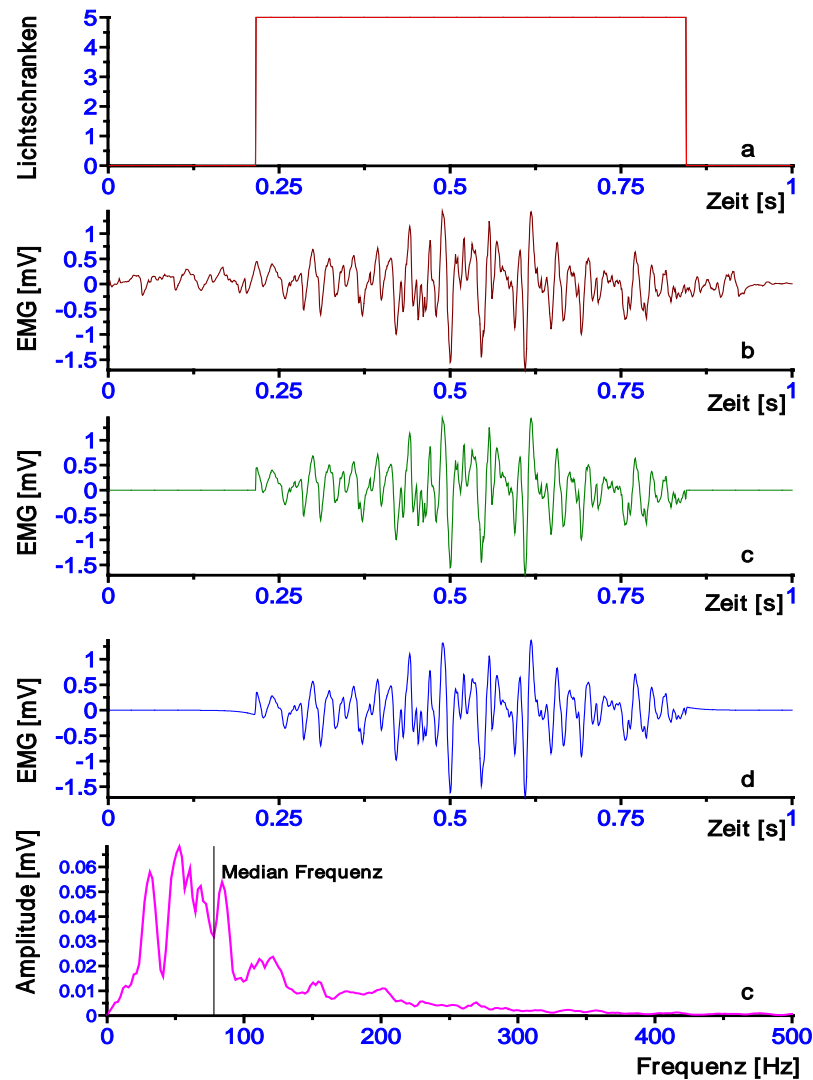


Abb. 16 Auswertung der Median-Frequenz a) Lichtschranke b) EMG-Rohdaten c) ausgeschnittene Daten d) gefilterte Daten e) gefensterte Daten f) Spektrum

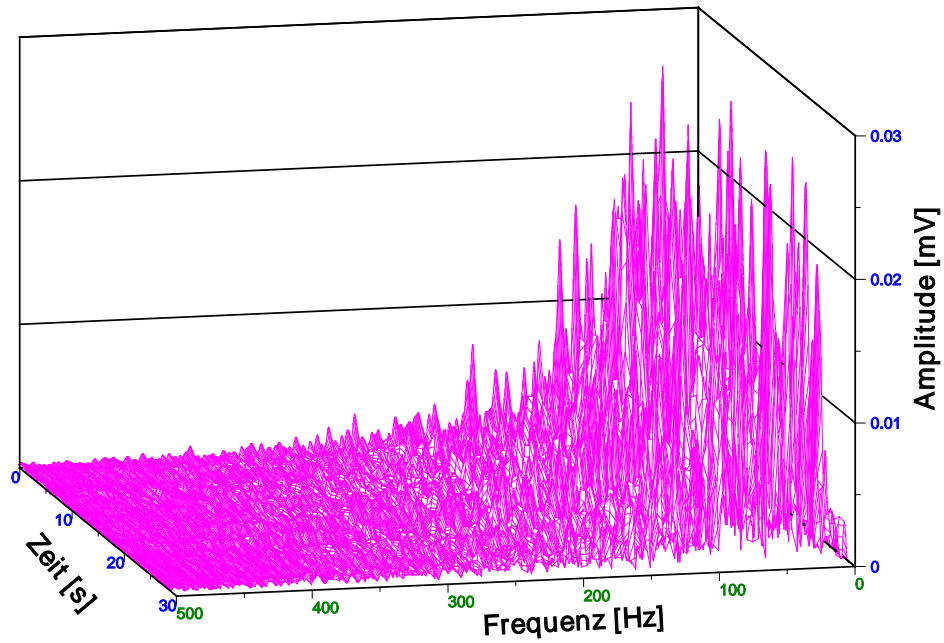


Abb. 17 Dreidimensionale Darstellung eines Frequenzverlaufes

## 5.3 *Bearbeitung der Kraft*

### 5.3.1 Maximale Kraft

Die Rohdaten der Kraft vor und nach dem Ergometertest wurden mit einer symmetrischen 100 Punkt-Nachbarschafts-Glättung bearbeitet. Dann wurden die maximalen Werte von jedem Versuch berechnet und am Ende der Mittelwert, der Maximalwerten von allen drei Versuchen ermittelt.

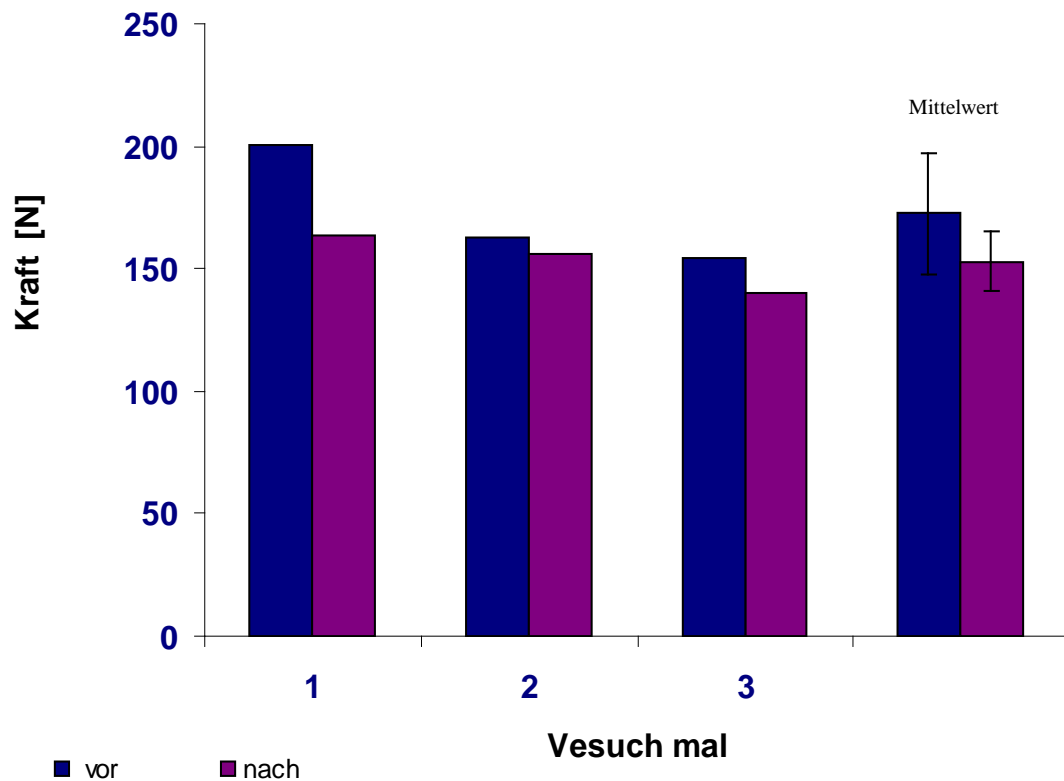


Abb. 18 Maximum- und Mittelwerte der Kraft vor und nach dem Handkurbelergometer Test

### 5.3.2 Statische Arbeit

Die Kraft Rohdaten wurden mit der bereits beschriebenden Rechteckfensterfunktion (Blockgröße 2048) ausgeschnitten und mit einer 50-prozentigen Überlappung von 1024 Werten berechnet. Im Anschluss wurden die geteilten Daten jedes einzelnen Fensters berechnet und der Mittelwert genommen, um die Kraftkurve darstellen zu können.

## 5.4 *Bearbeitung der Geschwindigkeit und Drehmoment*

Drehmoment und Geschwindigkeit wurden direkt über die Betätigung des Handkurbelergometers ermittelt. Dann wurden eine symmetrische 100 Punkt-Nachbarschafts-Glättung durchgeführt. Dadurch waren die Geschwindigkeit und das Drehmoment relativ konstant.

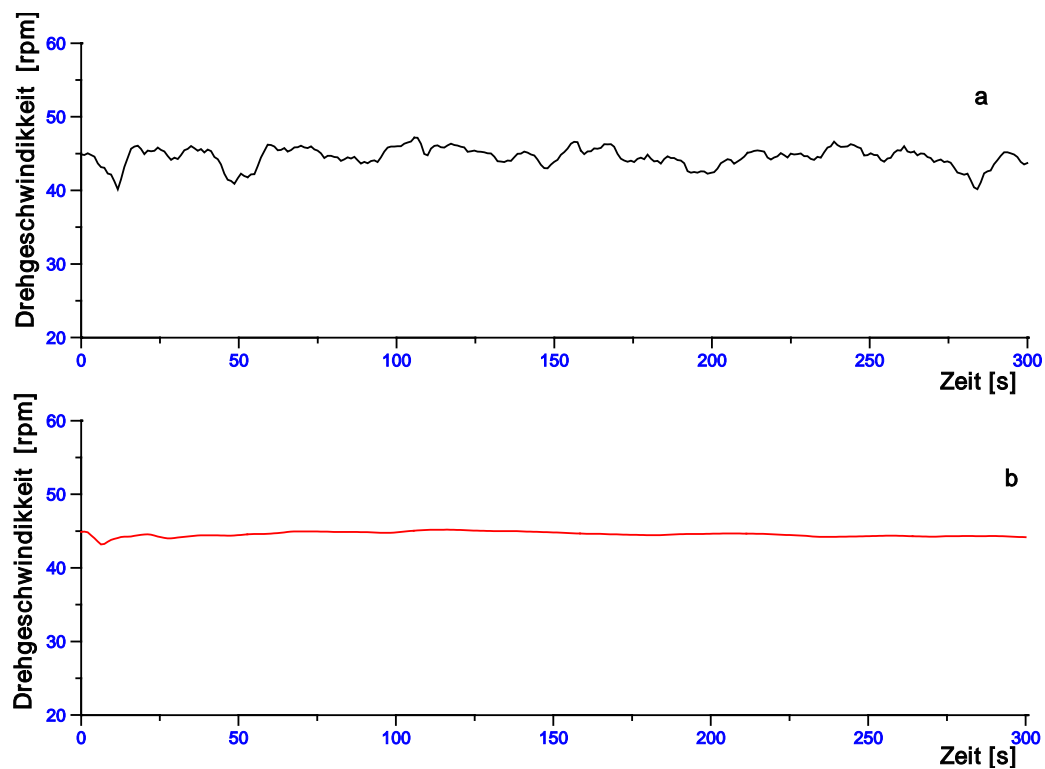


Abb. 19 a) Rohdaten der Drehgeschwindigkeit b) geglättete Daten der Drehgeschwindigkeit

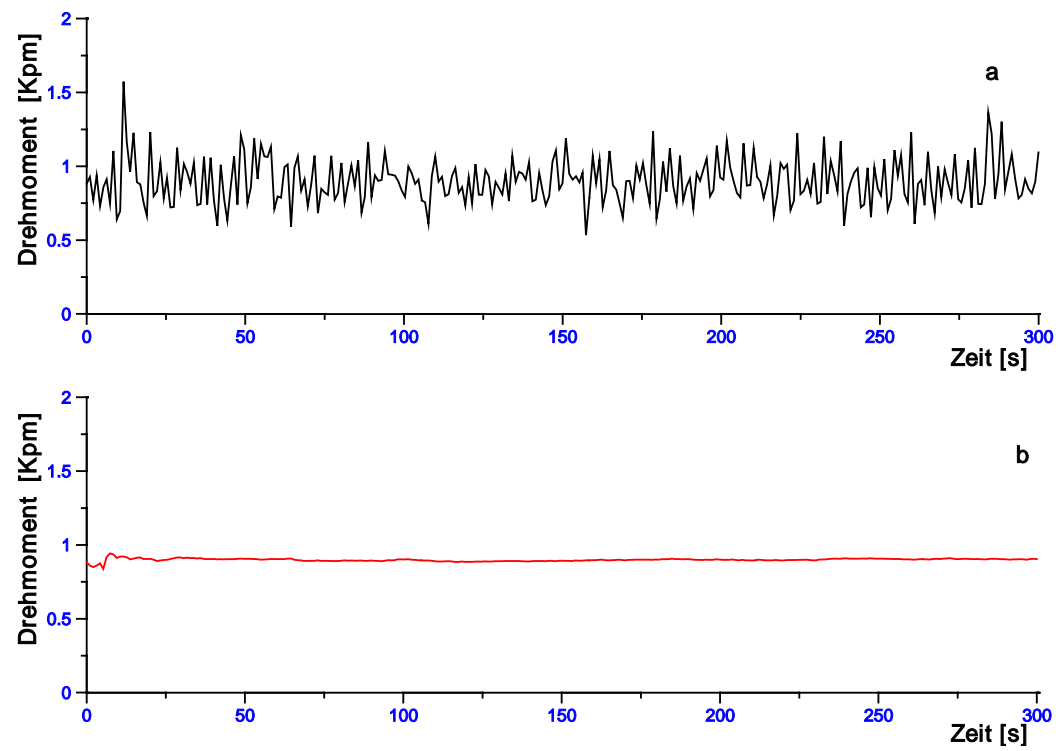


Abb. 20 a) Rohdaten des Drehmoments b) geglättete Daten des Drehmoments

## 6 Ergebnisse

Die Erfassung und Verarbeitung der Parameter (iEMG, MF O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, HF, BF, RQ und Kraft) von jedem Probanden erfolgte für beide Muskeln (m. triceps brachii und m. biceps brachii) im dynamischen Fall. Für den statischen Fall wurden die Parameter iEMG, MF und Kraft berechnet (siehe Kap 5).

Die erfassten Messsignale wurden dann kanalweise über alle Probanden gemittelt. Die Ergebnisse werden in einem neuen Kanal abgelegt. Jeder Wert des Ergebniskanals ist das arithmetische Mittel der Werte aus der gleichen Zeile der Eingangskanäle). Danach werden diese Daten als Trend im Zeitverlauf mithilfe einer Regressions-Analyse untersucht, und mit der deskriptiven Statistik wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Untersuchung mit den Probanden ermittelt. Der Abfall und Ansteigen die Kurven bei Ermüdung wurden auf Signifikanz geprüft (P-Werte).

Die statistischen Berechnungen erfolgten mit SPSS 15.0 und die graphische Darstellung wurde mittels Microsoft-Excel 2002 und DIAdem 8.1.1292 durchgeführt.

Folgende Symbole werden dabei im Text sowie in den graphischen und tabellarischen Abbildungen verwendet:

$p > 0,05$	=	(n.s.) nicht signifikant
$p \leq 0,05$	=	(*) Signifikant
$p \leq 0,01$	=	(**) sehr signifikant
$p \leq 0,001$	=	(***) hoch signifikant

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Versuche zusammengefasst.

## **6.1 Dynamische Arbeit**

Nachfolgend werden die Parameter des iEMG und der MF als Ergebnisse aus der dynamischen Arbeit aufgezeigt und deren Regression bestimmt.

### **6.1.1 Ergebnisse der Aktivität**

Ein Überblick des Zeitverlaufes des iEMG vom m. triceps brachii und m. biceps brachii gibt die Abb.(21-22). Mit Hilfe der exponential Regression (R-Quadrat  $R^2 = 0,854(\text{tri}); 0,537(\text{bic})$ ) wurde der Anstieg des iEMG im Zeitverlauf ermittelt und die Signifikanz geprüft. Die elektrische Aktivität der Muskeln m. biceps.brachii und m. triceps.brachii hat nach der Belastung signifikant zugenommen ( $p < 0.05$ ), so dass ein Anstieg bei exponentialer Regression mit einem höheren iEMG verbunden ist. Die Korrelation zwischen iEMG und Zeit betrug  $r = 0.890 (**)(\text{tri})$  und  $r = 0.649 (**)(\text{bic})$ , der Mittelwert der Aktivität des m. triceps brachii liegt bei 0,18 bzw. bei 0,26 mV\*ms für den m. biceps brachii. Außerdem trat eine Standardabweichung von 0,030 mV\*ms beim m. triceps brachii und von 0,028 mV\*ms beim m.biceps brachii auf.

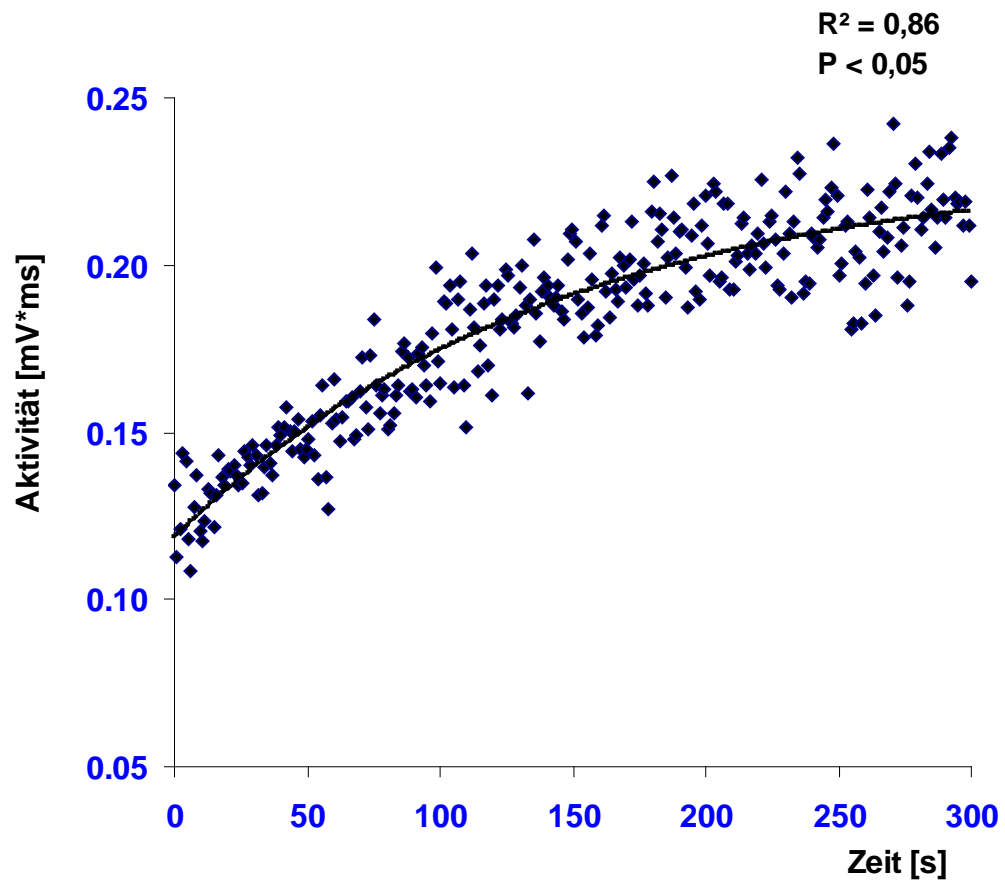


Abb. 21 Zeitverlauf des iEMG am m. triceps brachii



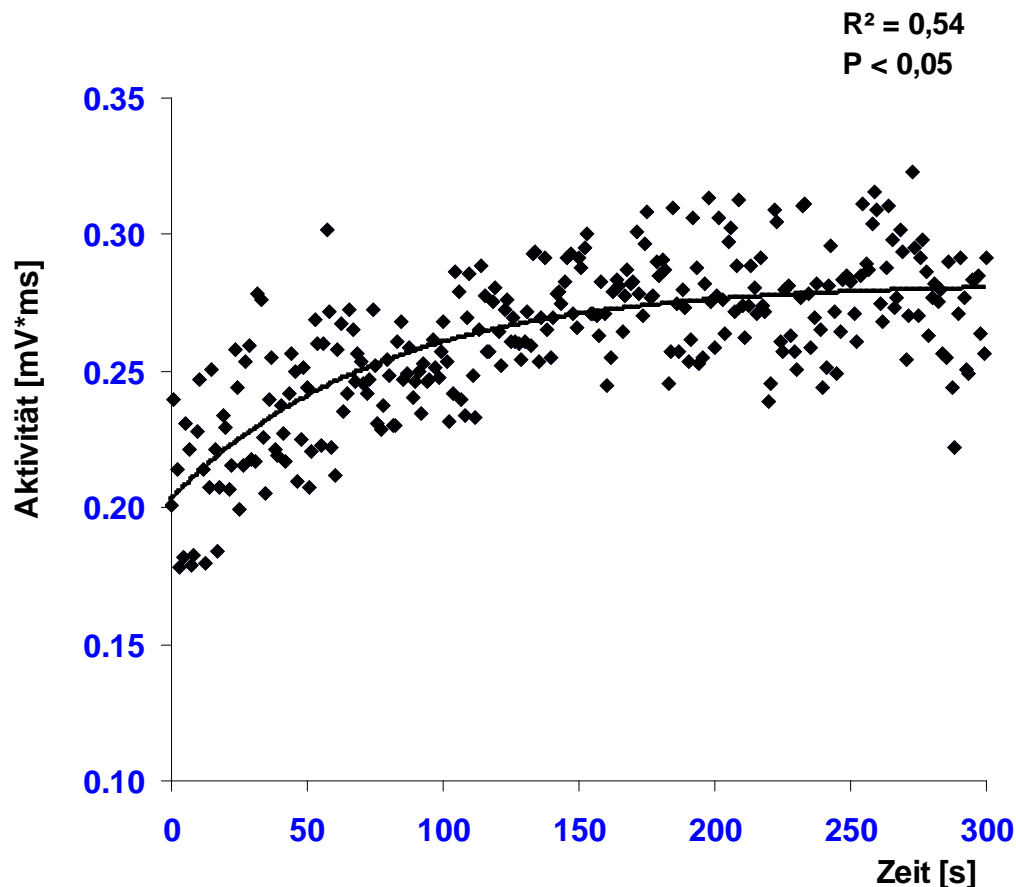


Abb. 22 Zeitverlauf des iEMG am m. biceps brachii

### 6.1.2 Ergebnisse der Median-Frequenz

Die MF wurde in gleicher Weise ermittelt wie beim iEMG. Den zeitlichen Verlauf der MF des m. triceps brachii und m. biceps brachii zeigt die Abbildung (23-24). Schon am Anfang der EMG-Messung zeigte sich bei der Ermüdung eine Verschiebung der Frequenzen nach unten. Im Zeitverlauf senkte sich die Median-Frequenz und wurde mit Hilfe der exponential Regression (Merletti et al., 1991) ( $R^2 = 0,71$  (tri),  $0,72$  (bic)) geprüft. Die MF hat nach der Ermüdung beim m. triceps brachii und m. biceps brachii signifikant abgenommen ( $p < 0.05$ ). Die Korrelation zwischen MF und Zeit betrug  $r = -0,807^{**}$  (tri),  $-0,752^{**}$  (bic), der Mittelwert  $75,99$  (tri),  $64,52$  (bic) Hz und die Standardabweichung  $1,85$  (tri),  $1,71$  (bic) Hz.

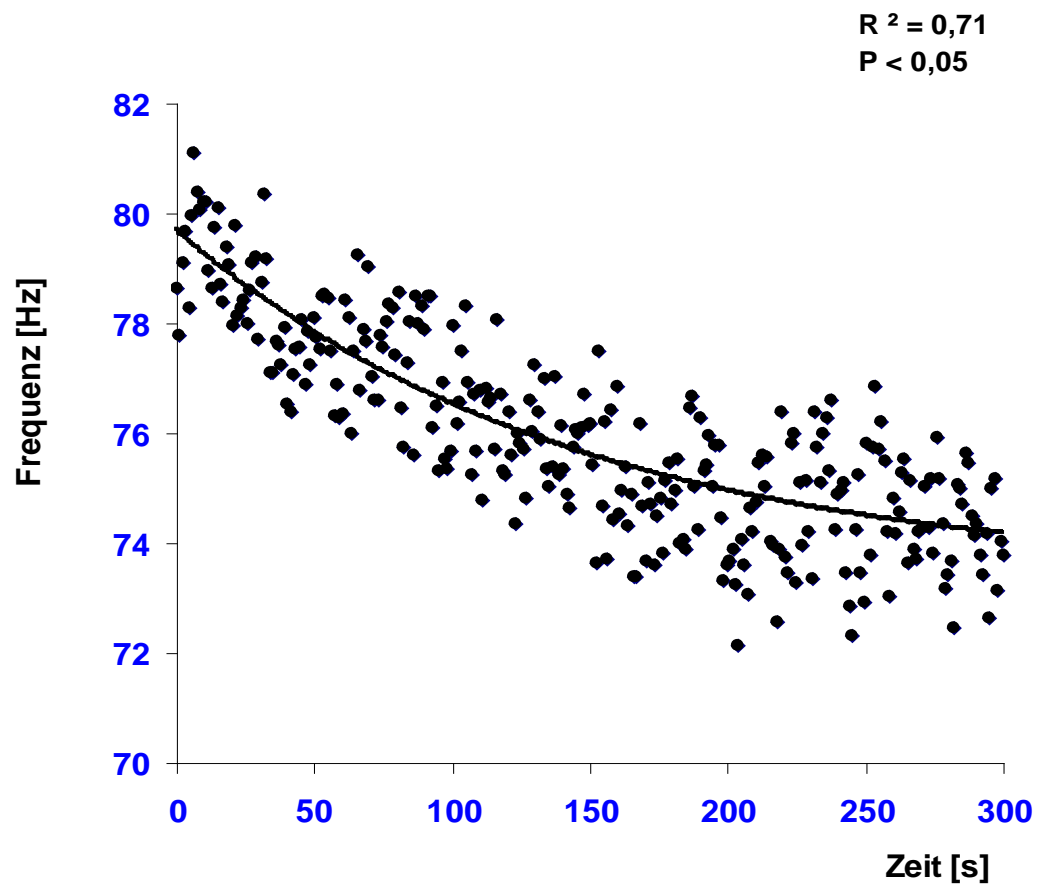


Abb. 23 Median-Frequenz am m. triceps brachii

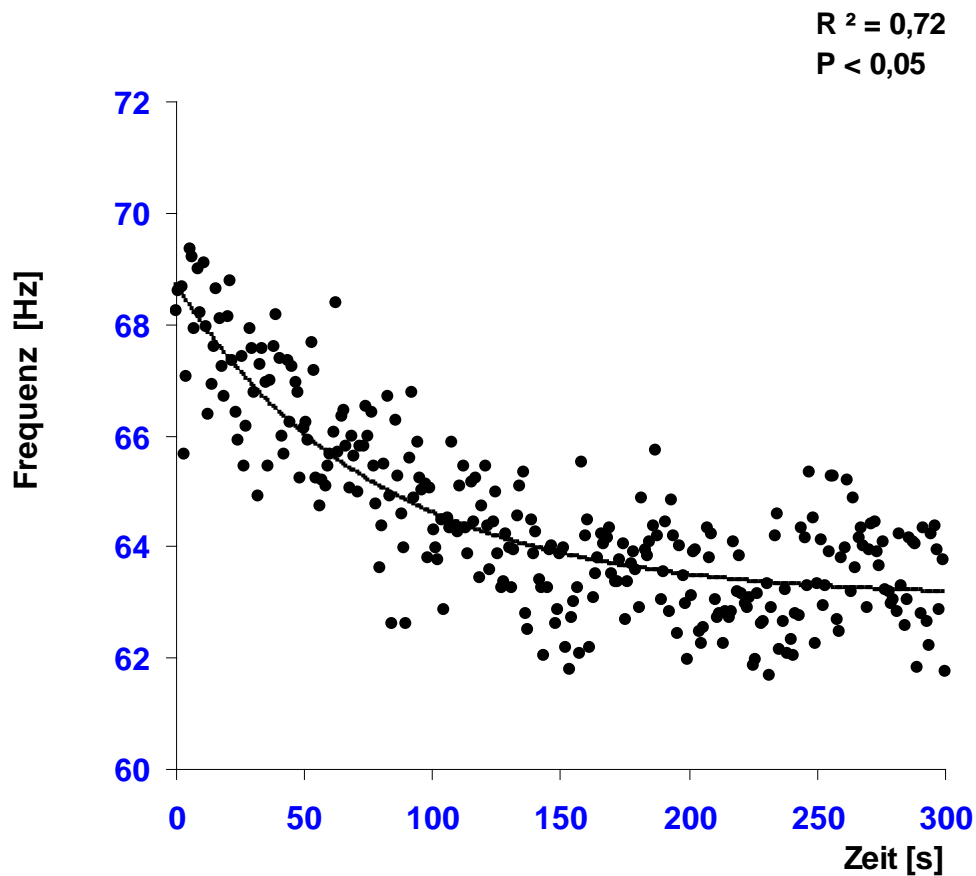


Abb. 24 Median-Frequenz am m. biceps brachii

## 6.2 Statische Arbeit

Nachfolgend wurden die Parameter des iEMG und der MF vor und nach der dynamischen Arbeit, sowie die Kurvenverläufe innerhalb der statischen Arbeit, verglichen und deren Regression bestimmt. Durch eine lineare Regression wurden die Werte vor der dynamische Arbeit von den Werten nach der dynamischen Arbeit subtrahiert. Am Ende wurden die Ergebnisse mit einem T-Test geprüft.

### 6.2.1 Ergebnisse der Aktivität

Nicht nur innerhalb der statischen Arbeit stieg das iEMG des m. biceps brachii und m. triceps brachii sondern auch nach dynamischer Arbeit. Beim Vergleich der

iEMG-Werte des m. biceps brachii und des m. triceps brachii vor- und nach dynamischer Arbeit zeigte sich eine signifikante Zunahme der Muskelaktivität ( $p < 0,05$ ). Die Mittelwerte vor der dynamischen Arbeit lagen bei 0,17 (tri), 0,21(bic)  $\pm$  SD 0,009 (tri), 0,015 (bic) mV\*ms und nach der dynamischen Arbeit bei 0,21 (tri), 0,26 (bic)  $\pm$  SD 0,006 (tri), 0,007 (bic) mV\*ms. Mit zunehmender Zeit nimmt die Muskelaktivität ab ( $r$  vor = -0,884\*\* (tri), -0,790\*\* (bic),  $r$  nach= -0,477\* (tri), 0,095 (bic)).

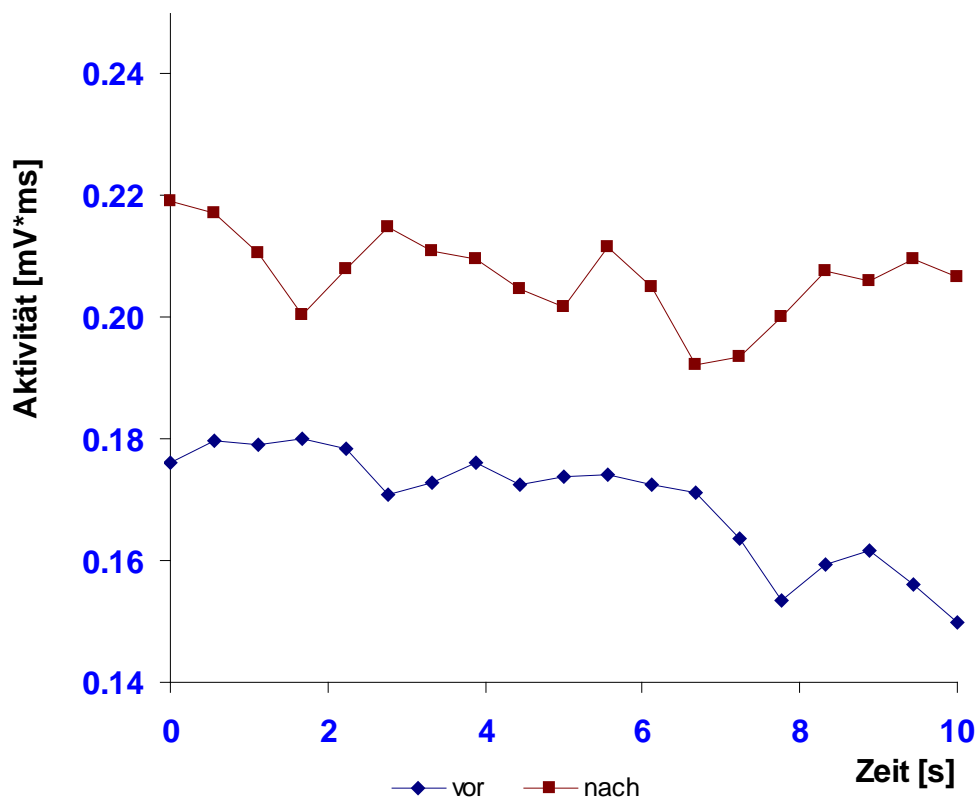


Abb. 25 Zeitlicher Verlauf des iEMG der statischen Kontraktionen (Phase 1-blau und Phase 5-rot) vor und nach der dynamischen Arbeit am m. triceps brachii

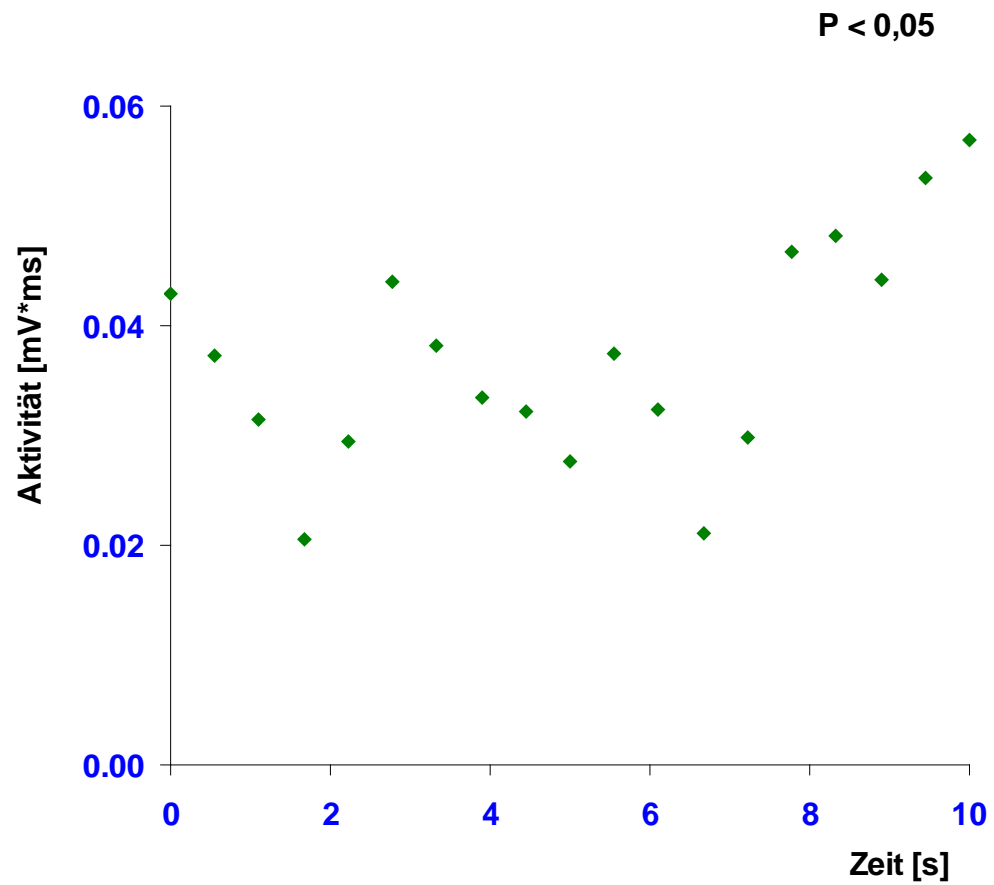


Abb. 26 subtrahierte Werte (Phase 1 und Phase 5) am m. triceps brachii

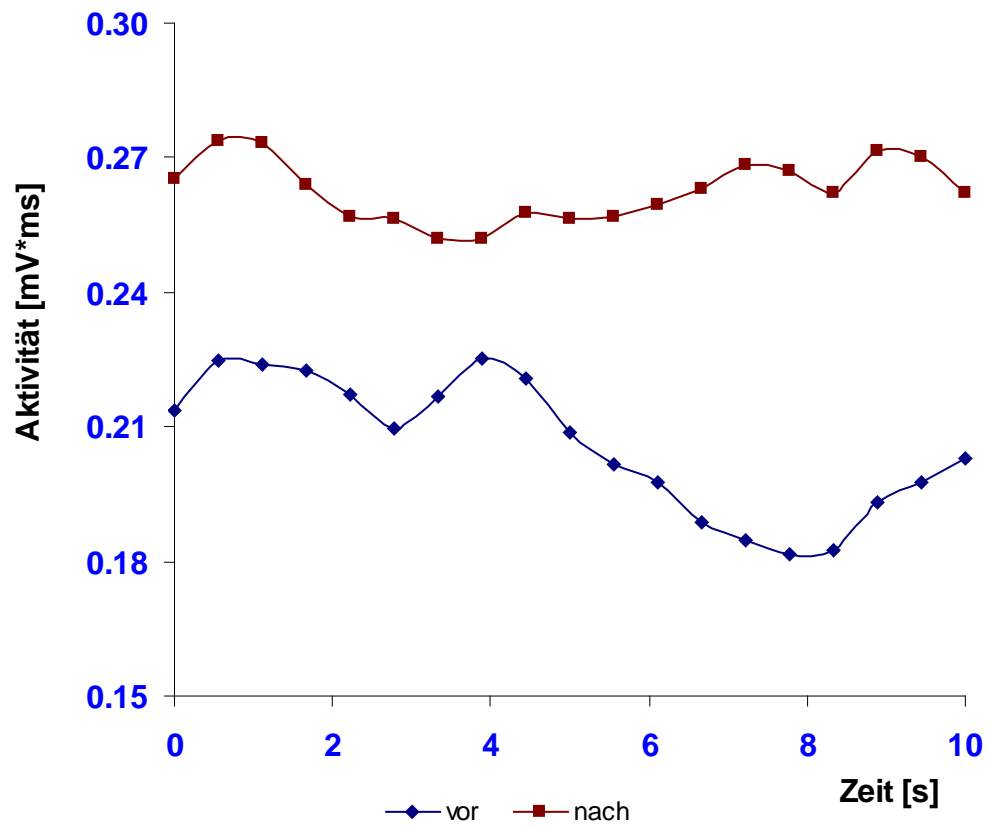


Abb. 27 zeitlicher Verlauf des iEMG vor und nach der dynamischen Arbeit am m. biceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot)

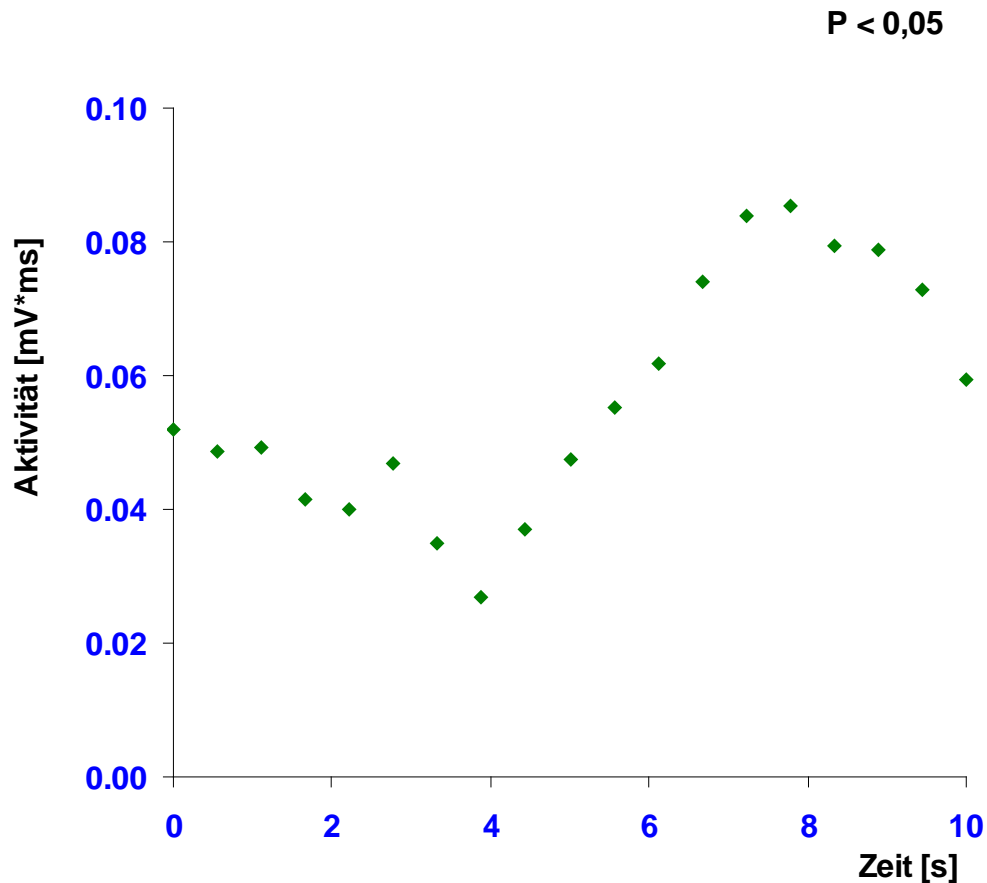


Abb. 28 subtrahierte Werte des m. biceps brachii (Phase 1 und Phase 5)

### 6.2.2 Ergebnisse der Median-Frequenz

Beim Vergleich der Median-Frequenz des m. biceps brachii und des m. triceps brachii vor- und nach der dynamischen Arbeit zeigte sich eine signifikante Abnahme ( $p < 0,05$ ) durch den Einflussfaktor Ermüdung. Die Mittelwerte vor der dynamischen Arbeit 69,49 (tri), 79,39 (bic)  $\pm$  SD, 1,57 (tri), 1,29 (bic) Hz und nach der dynamischen Arbeit 64,63 (tri), 73,26 (bic)  $\pm$  SD 1,67 (tri), 0,98 (bic) Hz haben über die Zeit eine Korrelation von  $r$  (vor = -0,77<sup>\*\*</sup> (tri), -0,645<sup>\*\*</sup> (bic), nach = -0,827<sup>\*\*</sup> (tri), -0,576<sup>\*\*</sup> (bic)).

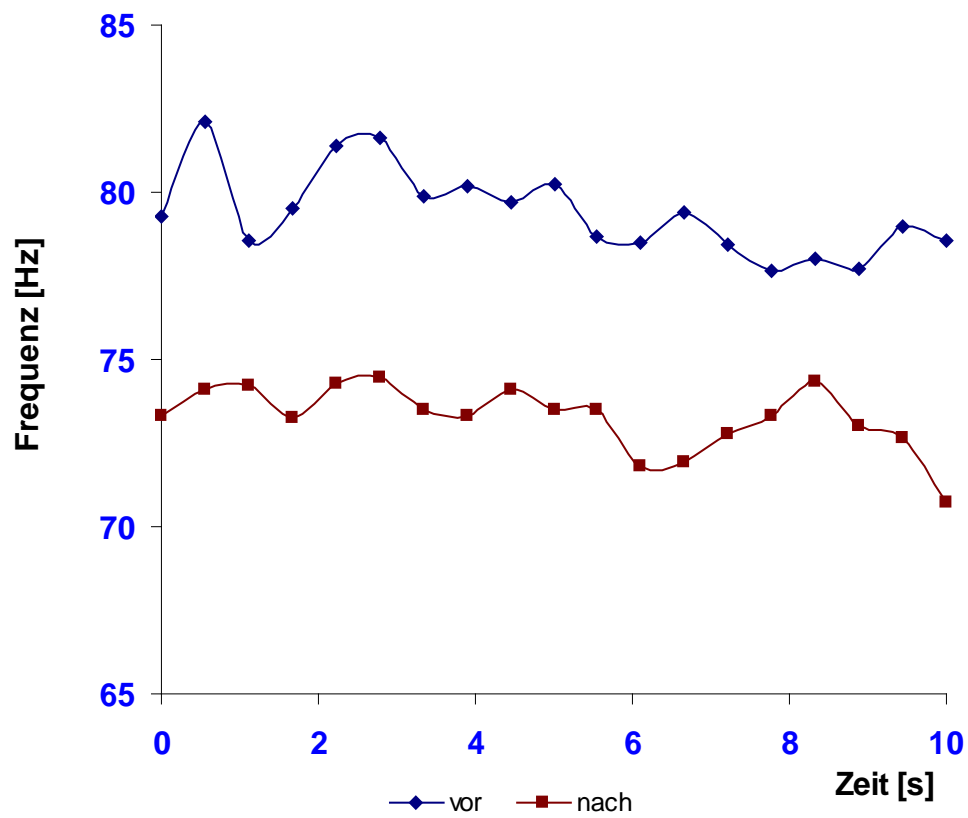


Abb. 29 Diagramm der Median-Frequenz des m. triceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot)



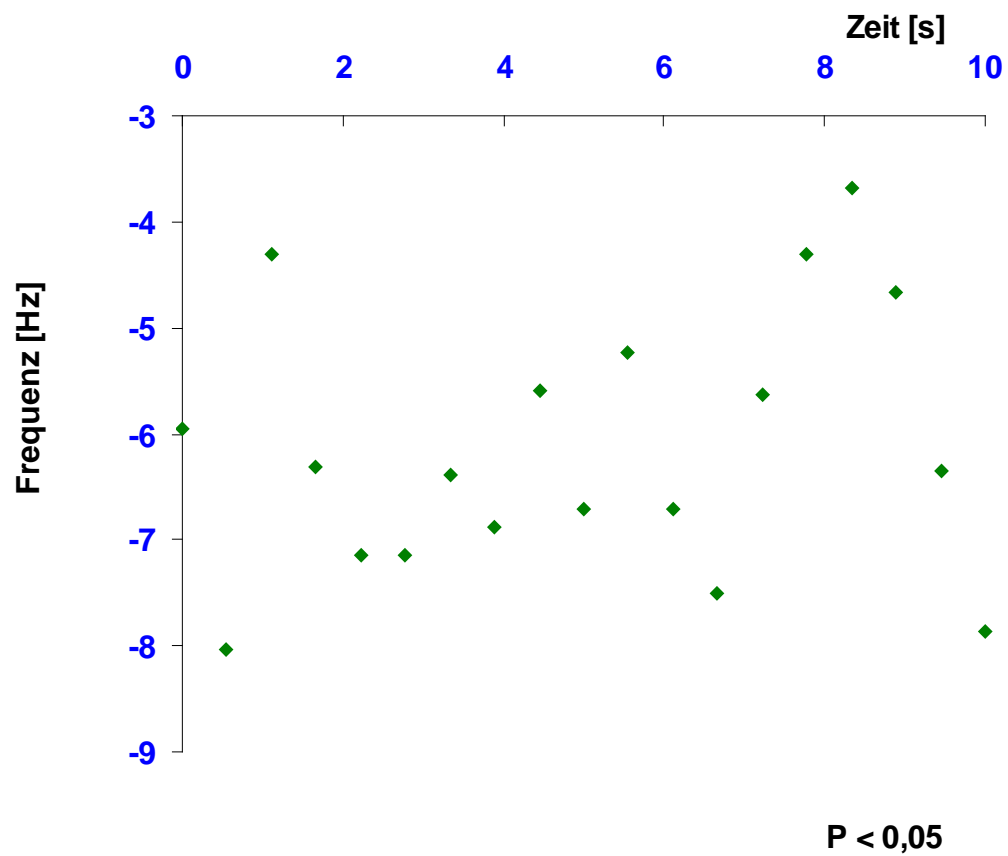


Abb. 30 subtrahierte Werte des m. triceps brachii (Phase 1 und Phase 5)

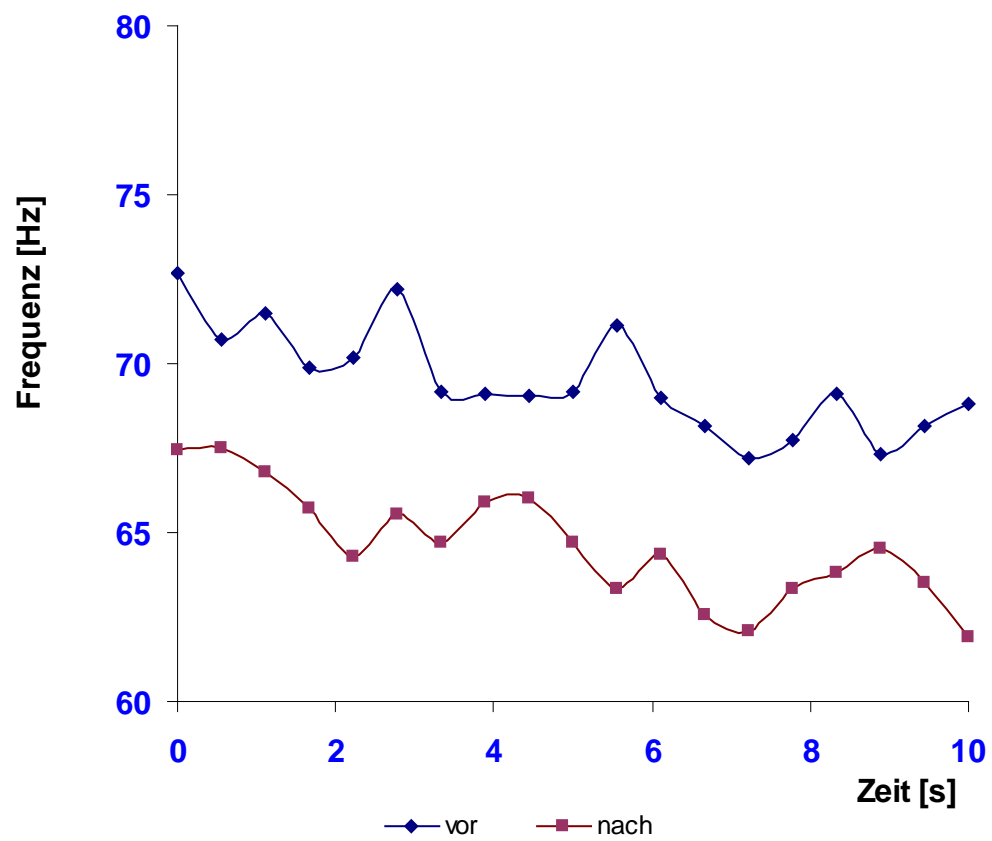


Abb. 31 Diagramm der Median-Frequenz des m. triceps brachii (Phase 1-blau und Phase 5-rot)

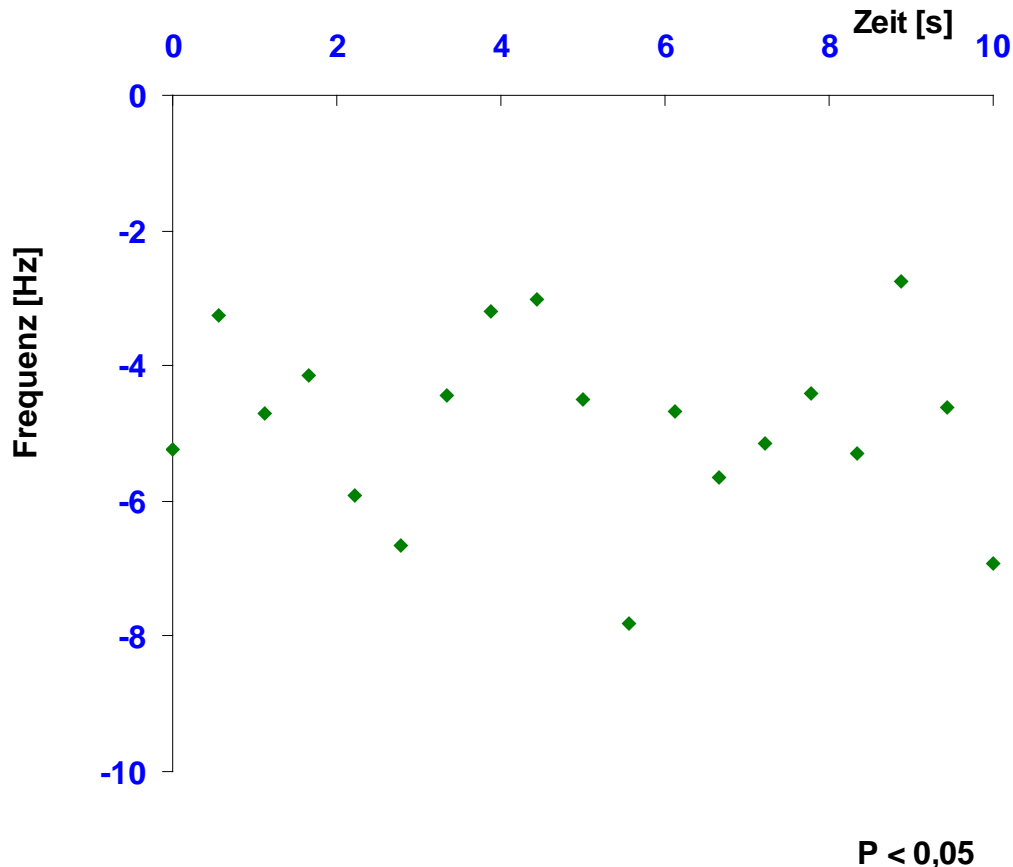


Abb. 32 subtrahierte Werte des m. triceps brachii (Phase 1 und Phase 5)

## 6.3 Ergebnisse der Kraftverläufe

### 6.3.1 Maximale Kraft

Im Folgenden sind die gemessenen Kraftwerte (Mittelwert) für beide Versuche, vor und nach dynamischer Arbeit, aufgeführt und durch einen T-Test geprüft worden. Mit zunehmender Arbeitszeit ist ein signifikanter Abfall der Maximalwerte und ein signifikanter Abfall ( $p < 0,05$ ) der mittleren aufgebrauchten Kräfte festgestellt worden. Der Mittelwert vor der dynamischen Arbeit lag bei  $274,51 \pm \text{SD } 99,04 \text{ N}$  und nach der dynamischen Arbeit bei  $258,80 \pm \text{SD } 83,39 \text{ N}$ .

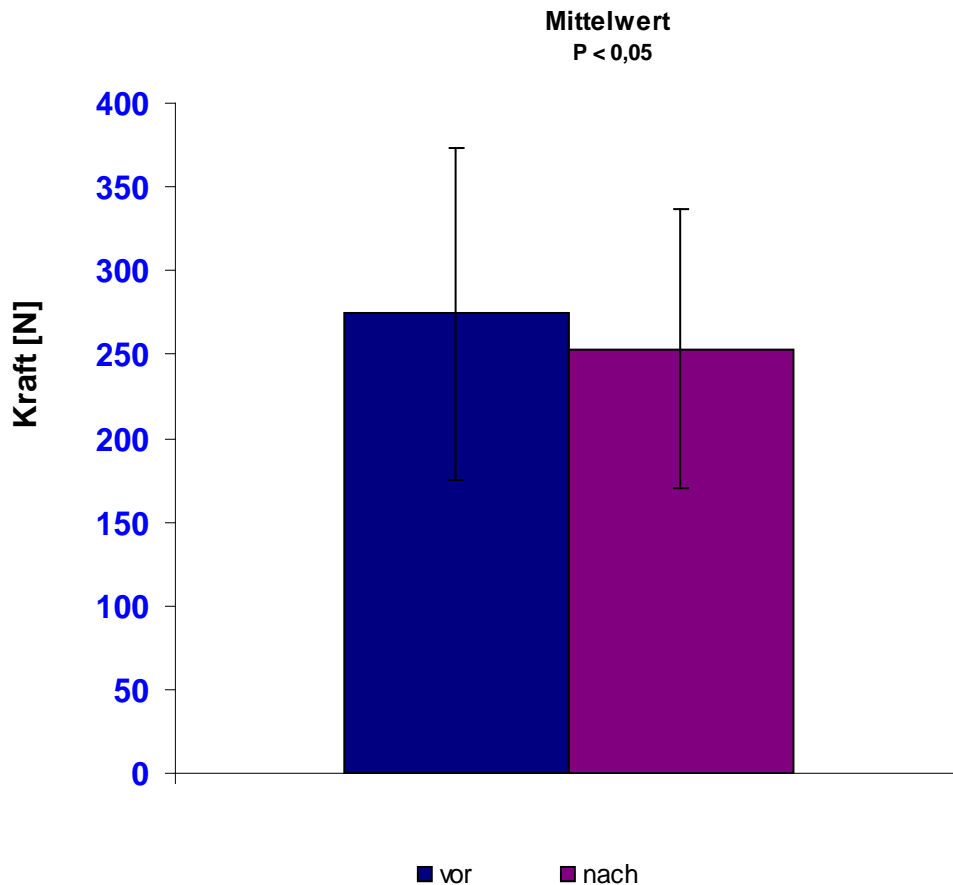


Abb. 33 Mittelwerte Kraft vor- und nach dem Hauptversuch (Phase 2-blau und Phase 4-rot)

### 6.3.2 Kraft der statischen Arbeit

Durch die lineare Regression wurden die Werte vor der dynamischen Arbeit von den Werten nach der dynamischen Arbeit subtrahiert und am Ende mit einem T-Test geprüft. Bei den beiden Versuchen vor- und nach der dynamischen Arbeit nahm die maximale Kraft signifikant ab ( $p < 0,05$ ). Die Kraft wurde nach der Ermüdungsaufgabe mit der Zeit geringer.

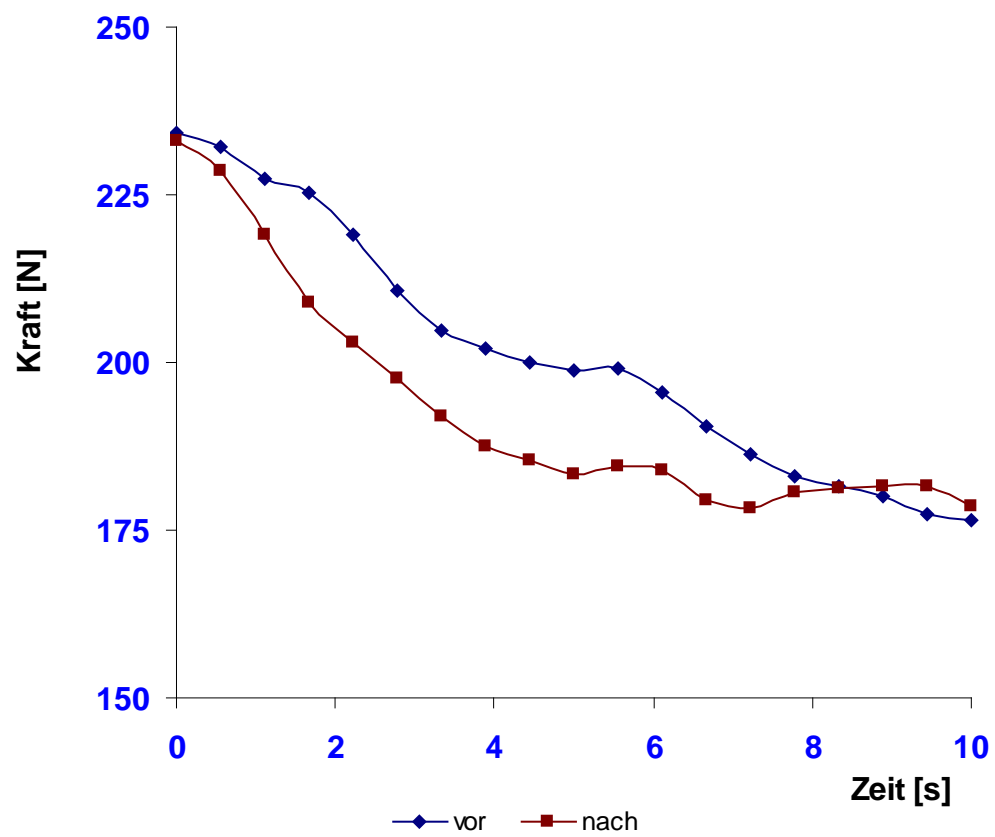


Abb. 34 Kraftkurven der statischen Arbeit (Phase 1-blau und Phase 5-rot)

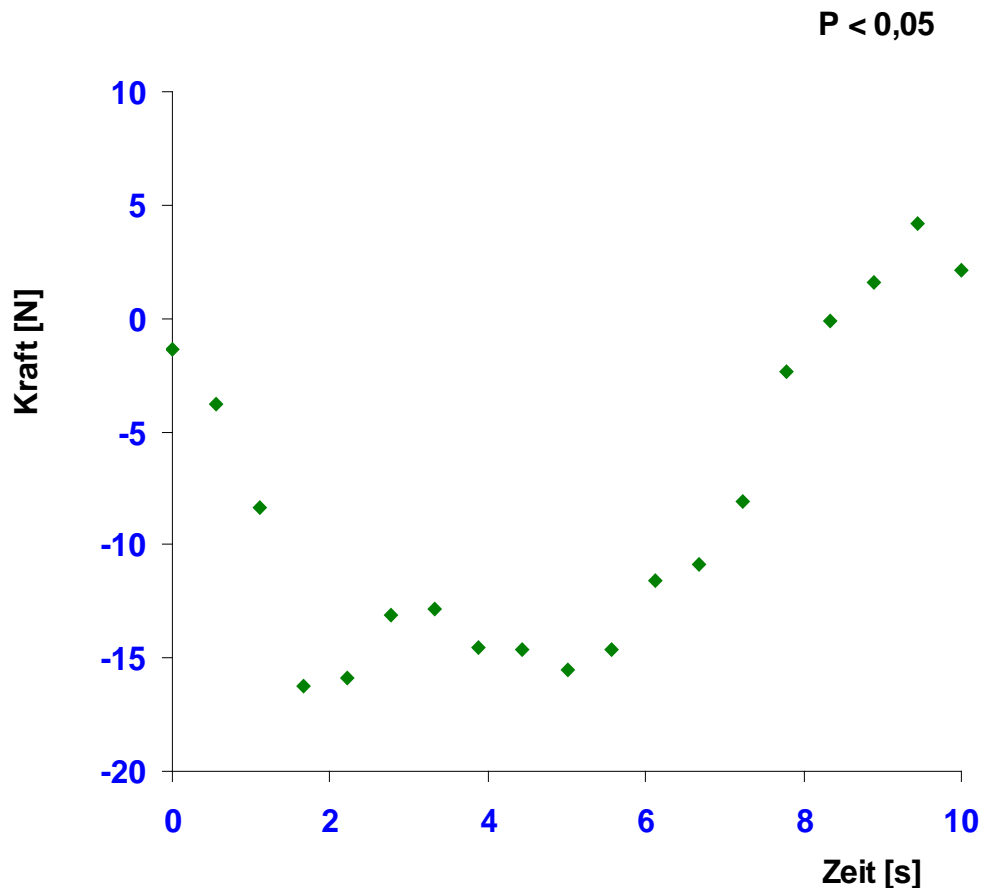


Abb. 35 subtrahierte Werte der statischen Arbeit (Phase 1 und Phase 5)

Der Mittelwert war vor der dynamischen Arbeit  $201,25 \pm \text{SD } 18,95$  N und nach der dynamischen Arbeit  $193,03 \pm \text{SD } 17,31$  N. Die Korrelation mit dem Zeitverlauf ergab  $r_{\text{vor}} = 0,983^{**}$  und  $r_{\text{nach}} = -0,870^{**}$ .

## 6.4 Ergebnisse der Spirometrie

### 6.4.1 Ergebnisse des Sauerstoffverbrauchs

Die getesteten Probanden hatten einen Sauerstoffverbrauch von  $877,90 \pm 166,98$  ml/min und eine Korrelation mit dem Zeitverlauf von  $r = 0,873^{**}$ . Mit Hilfe der exponential Regression ( $R^2 = 0,88$ ) ergab sich eine signifikante Erhöhung ( $p < 0,05$ ) der Sauerstoffaufnahme während der dynamischen Arbeit. Die Abbildung 36 zeigt die kollektiven Werte der gemessenen Sauerstoffaufnahme.

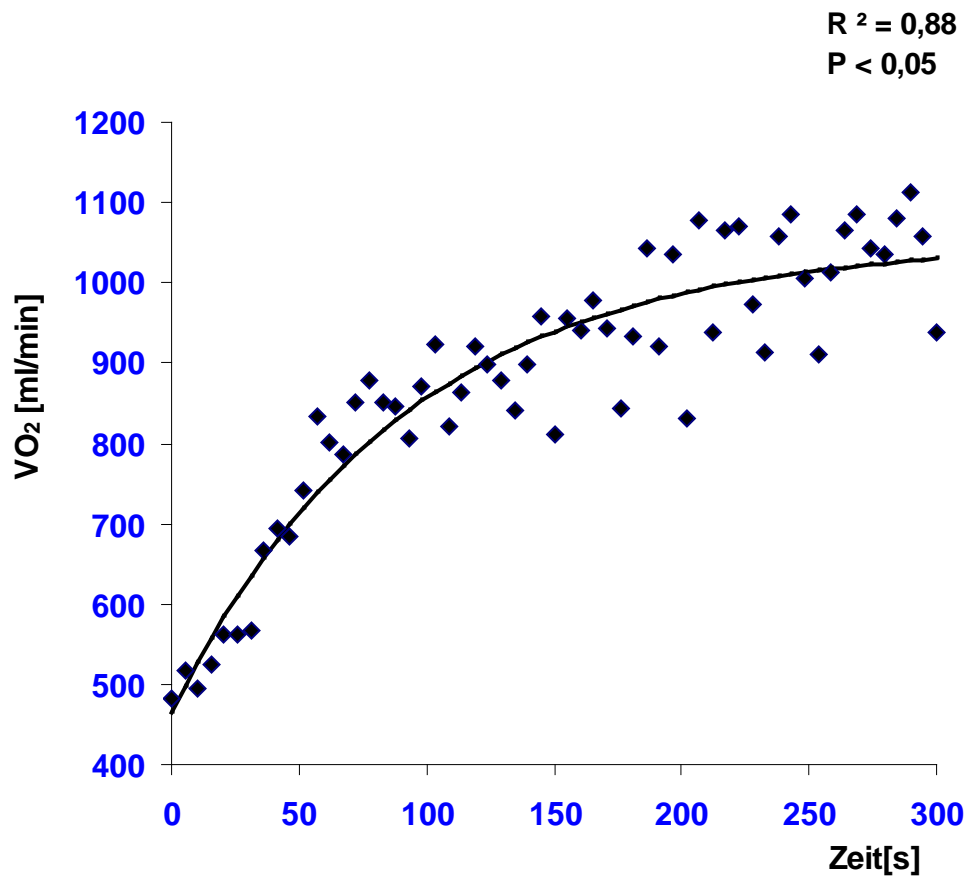


Abb. 36 Sauerstoffaufnahme mit zunehmender Zeit

#### 6.4.2 Ergebnisse der $\text{CO}_2$ -Abgabe

Für die  $\text{CO}_2$ -Abgabe gilt, dass zwischen der Steigerung der  $\text{CO}_2$ -Abgabe und dem Zeitverlauf ein signifikanter Zusammenhang besteht. Der Korrelationskoeffizient beträgt  $r = 0,935^{**}$ , der Mittelwert 893,42 ml/min und die Standardabweichung 212,69 ml/min. Die Prüfung durch die exponential Regression ( $R^2 = 0,94$ ) zeigte, dass die  $\text{CO}_2$ -Abgabe während der dynamischen Arbeit signifikant steigt ( $p < 0,05$ ).

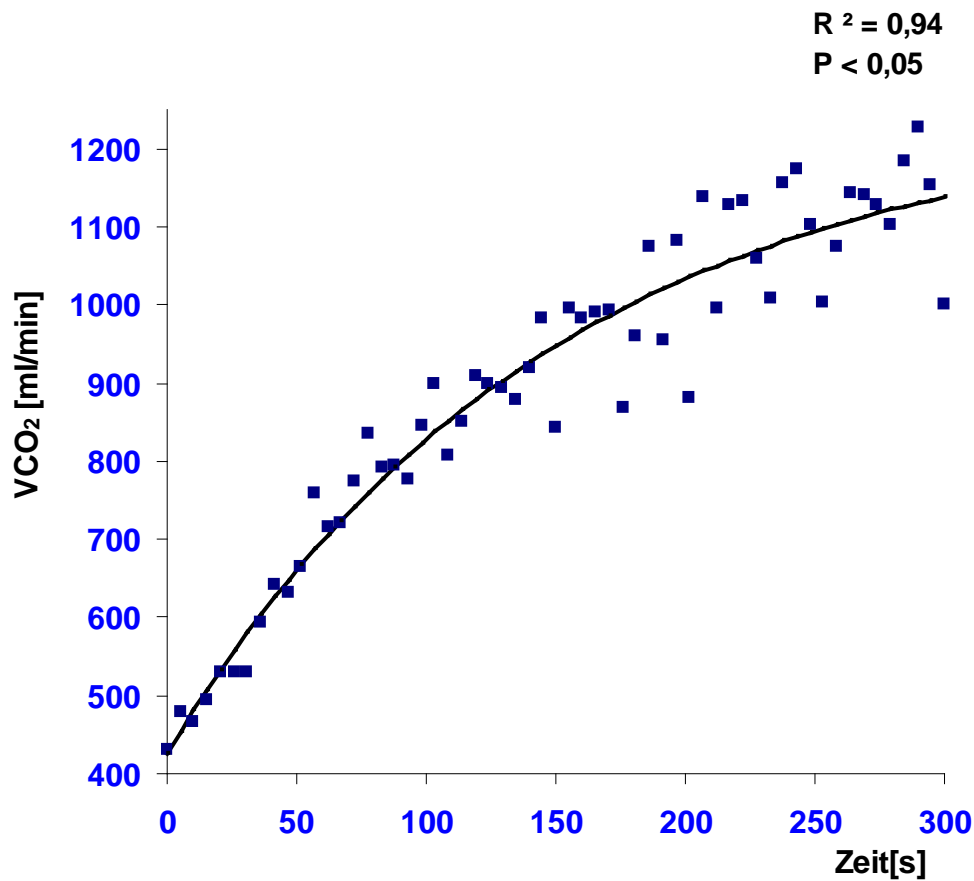


Abb. 37 CO<sub>2</sub> – Abgabe mit zunehmender Zeit

#### 6.4.3 Ergebnisse des Respiratorischer Quotient (RQ)

Der respiratorische Quotient hat einen Mittelwert von  $1,02 \pm \text{SD } 0,07$  und eine Korrelation mit dem Zeitverlauf  $r = 0,945^{**}$ . Die exponential Regression ( $R^2 = 0,91$ ) ergab, dass der respiratorische Quotient während der dynamischen Arbeit signifikant ( $p < 0,05$ ) gestiegen ist.



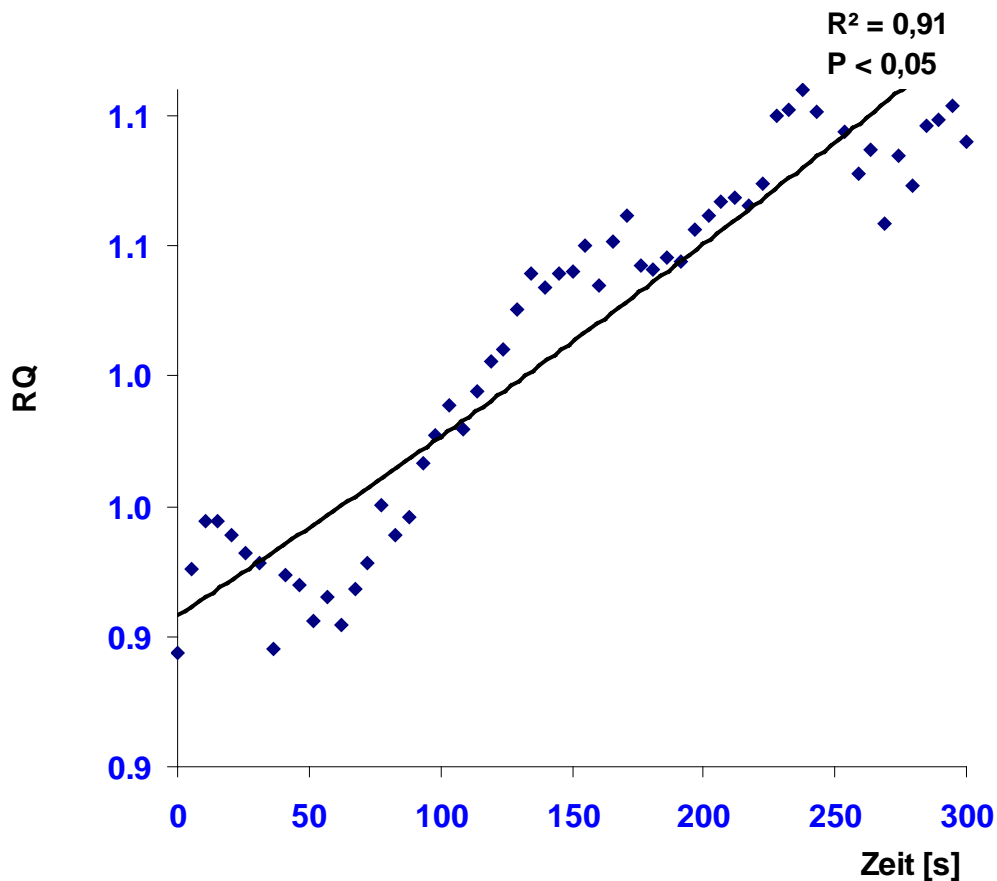


Abb. 38 respiratorischer Quotient mit ansteigender Zeit

#### 6.4.4 Ergebnisse der Herzfrequenz

In Abbildung 39 wird die Herzfrequenz dargestellt, es ist eine Steigerung der HF- am Ende der dynamischen Arbeit ersichtlich. Die exponential Regression ( $R^2 = 0,94$ ) zeigt ein signifikante Steigerung ( $p < 0,05$ ) der Herzfrequenz mit dem Zeitverlauf und einen Mittelwert von  $104,17 \pm \text{SD } 8,26 \text{ 1/min}$  und  $r = 0,916^{**}$ .

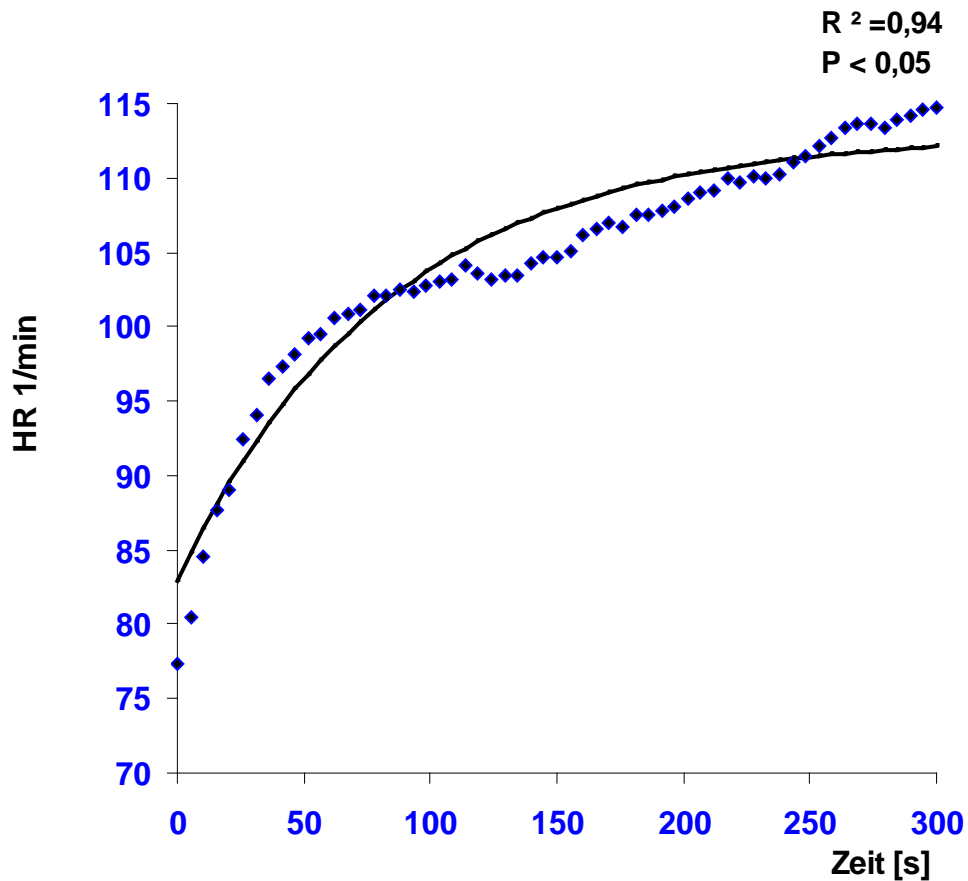


Abb. 39 Diagramm der Herzfrequenz im Zeitverlauf während der dynamischen Arbeit

#### 6.4.5 Ergebnisse der breath frequency (BF)

Die Atemfrequenz im weiteren zeitlichen Verlauf zeigt eine kontinuierliche Zunahme. Durch die exponential Regression ( $R^2 = 0,53$ ) wurde ein signifikanter Anstieg ( $p < 0,05$ ) von BF ermittelt.

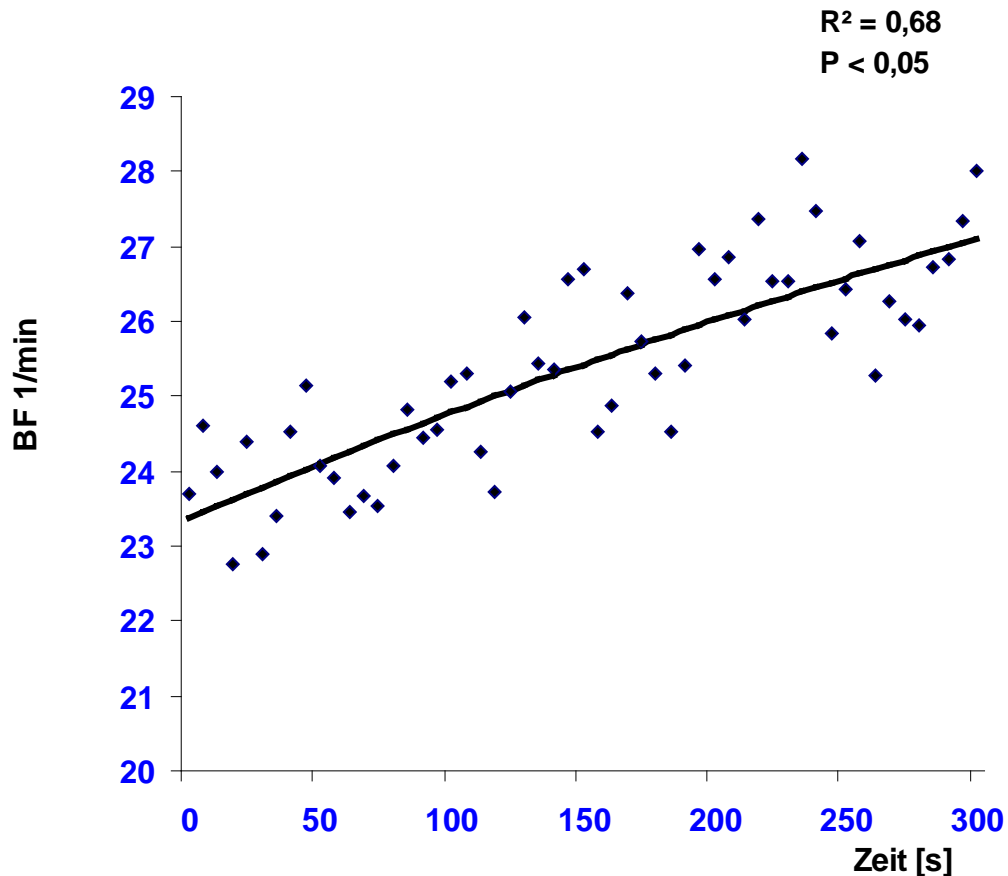


Abb. 40 graphische Darstellung der gemittelten Atemwerte

Die Mittelwerte lagen bei  $24,74 \pm \text{SD } 2,02$  1/min und hatten eine Korrelation mit dem Zeitverlauf von  $r = 0,720^{**}$ .

## 6.5 Korrelationen

Im Folgenden sollen die Beziehungen zwischen den Parametern bezüglich der jeweiligen Probanden mittels Korrelationswerten ( $r$ ) dargestellt werden.

Wobei die Negativität des Korrelationskoeffizienten anzeigt, dass sie sich gegensätzlich zueinander verändern, d.h. wenn der eine Faktor steigt, sinkt der andere und umgekehrt. Alle Korrelationskoeffizienten werden nach Pearson ( $r$ ) (zweiseitig) geprüft.

\*- Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 zweiseitig signifikant;

\*\* - auf dem Niveau von 0,01 signifikant

Tabelle 8 zeigt, wie verschiedene Merkmale in dynamischer Arbeit miteinander korrelieren (tri=m. triceps brachii; bic= m. biceps brachii)

	MF (tri)	MF (bic)	Akt (tri)	Akt (bic)
MF (tri)				
MF (bic)				
Akt (tri)	-0,812(**)			
Akt (bic)		-0,625(**)		
Zeit	-0,807(**)	-0,752(**)	0,890(**)	0,649(**)

Tabelle 9 zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen den Parametern in statischer Arbeit (1=m. triceps brachii; 2= m. biceps brachii)

	Vor Median1	Vor Aktivität1	Vor Median2	Vor Aktivität2	Nach Median1	Nach Aktivität1	Nach Median2	Nach Aktivität2	Vor Kraft	Nach Kraft
Vor Median_1									0,792(**)	
Vor Aktivität_1	0,594(**)								0,853(**)	
Vor Median_2									0,604(**)	
Vor Aktivität_2			0,651(**)						0,774(**)	
Nach Median_1										0,821(**)
Nach Aktivität_1					0,642(**)					0,615(**)
Nach Median_2										0,437
Nach Aktivität_2							-0,059			0,299
Vor Kraft										
Nach Kraft										
Zeit	-0,770(**)	-0,884(**)	-0,645(**)	-0,790(**)	-0,827(**)	-0,477(*)	-0,576(**)	0,095	-0,983(**)	-0,870(**)

Tabelle 10 zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen den Spiroergometrie Parametern in dynamischer Arbeit

	HR	BF	O <sub>2</sub>	CO <sub>2</sub>	RQ
BF	0,627(**)				
O <sub>2</sub>	0,929(**)	0,584(**)			
CO <sub>2</sub>	0,933(**)	0,640(**)	0,983(**)		
RQ	0,834(**)	0,685(**)	0,821(**)	0,907(**)	
Zeit	0,916(**)	0,720(**)	0,873(**)	0,935(**)	0,945(**)

Eine signifikante lineare Korrelation konnte zwischen der elektrischen Aktivität und der Median-Frequenz dargestellt werden. Das negative Vorzeichen der Korrelationskoeffizienten zeigt an, dass die Median-Frequenz abnimmt, wenn die Aktivitäten der Muskeln zunehmen.

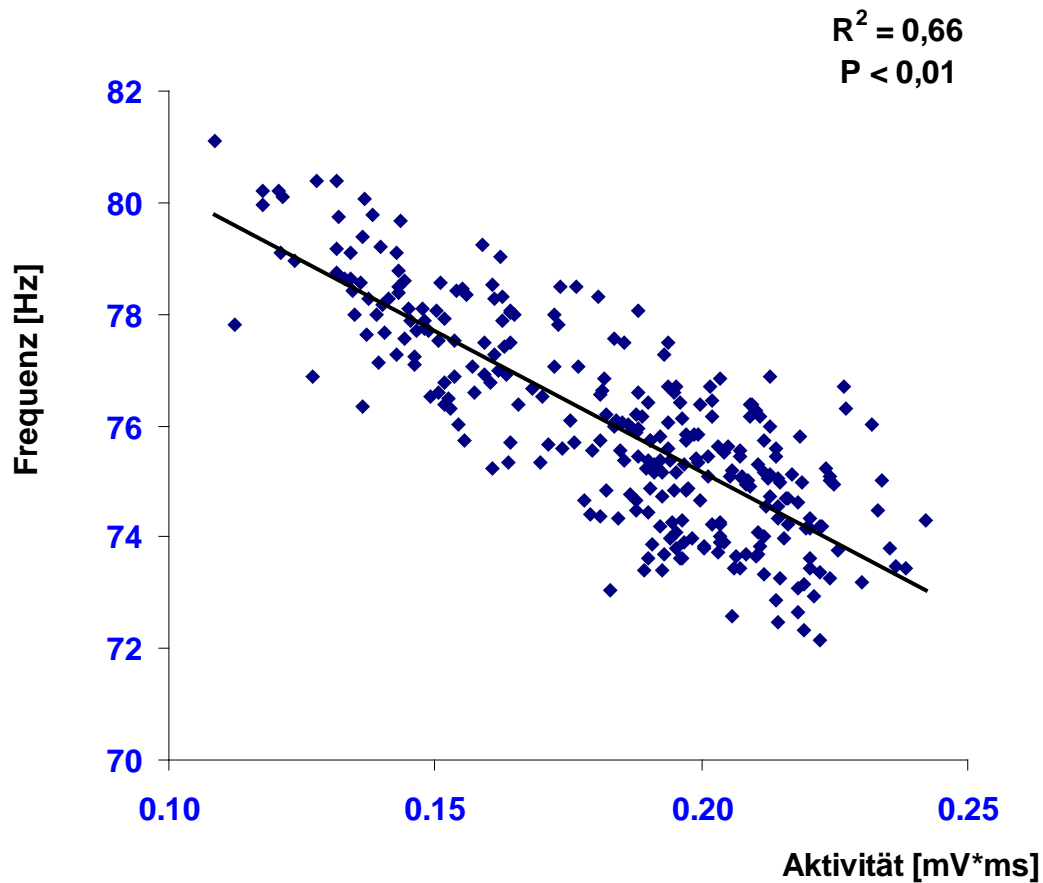


Abb. 41 Lineare Regression zwischen Median-Frequenz und Aktivität des m. triceps brachii

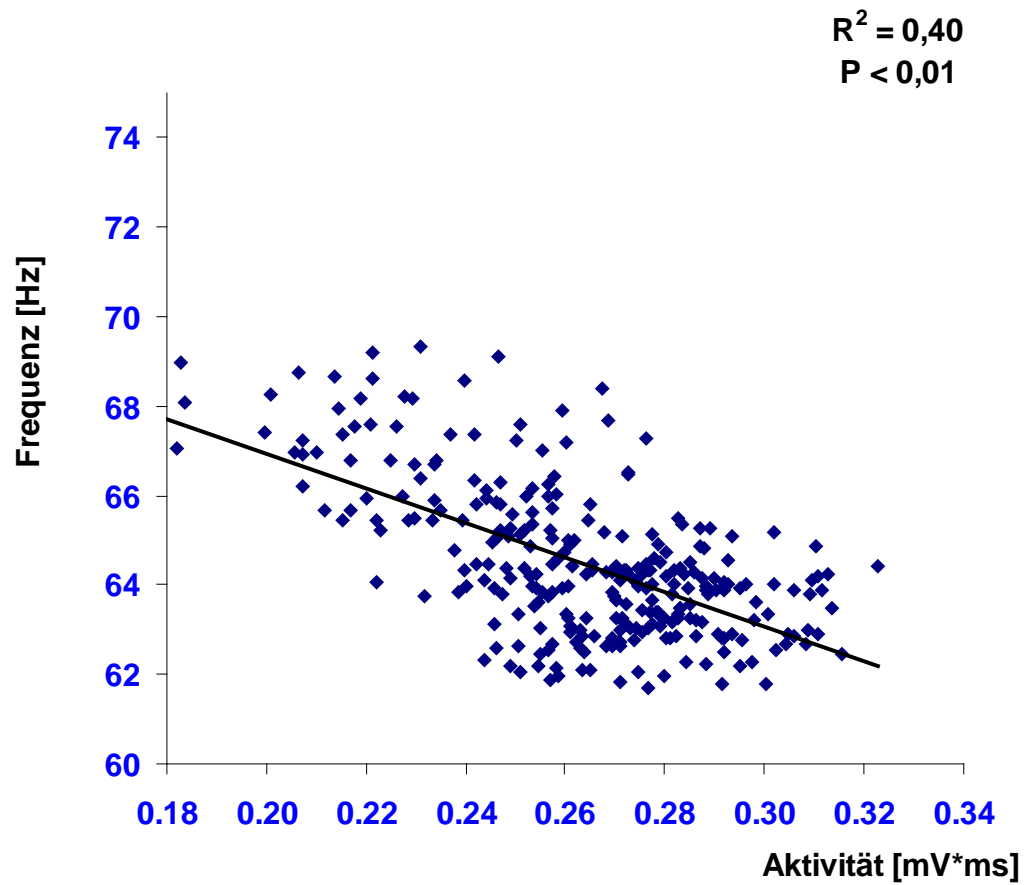


Abb. 42 Lineare Regression zwischen Median-Frequenz und Aktivität des m. biceps brachii

## 7 Diskussion

Um das Ermüdungsphänomen zu verstehen, muss zwischen zwei Abhängigkeitsfaktoren unterschieden werden. Einerseits ist Ermüdung ursprünglich von der Erregbarkeit der neuromuskulären Strukturen und dem Vorhandensein ausreichender Transmittersubstanzen, den synaptischen Übertragungseigenschaften und weiteren Vorgängen an den motorischen Endplatten abhängig. Andererseits spielt der Faktor Energiebereitstellung (Metabolismus) ebenfalls eine besonders wichtige Rolle für die Grenzen der physiologischen Leistungsfähigkeit. Jedoch ist anzumerken, dass aufgrund der Komplexität des menschlichen Organismus beide Faktoren eng zusammenhängen, zusammenwirken und sich gegenseitig begünstigen bzw. beeinflussen. Deshalb wurde die Diskussion dieser Arbeit in zwei Richtungen orientiert.

### 7.1 Neuromuskuläre Faktoren

Wie in den Ergebnissen dieser Arbeit ersichtlich, zeigen sowohl bei der dynamischen als auch bei der statischen Untersuchungsbedingung die erhobenen Parameter prinzipiell die gleichen Charakteristika in der Versuchsanordnung.

Vor allem nehmen im Verlauf der Belastung die Amplitudenwerte der elektrischen Aktivität (iEMG) zu und die Median-Frequenz (MF) der Elektromyogramme nimmt während der Belastung ab. Dieses gilt für beide Kontraktionsformen (siehe Kap 6). Deshalb werden die Änderungen in den bedeutsamen EMG-Parametern des Muskels m. biceps brachii und m. triceps brachii im dynamischen und statischen Fall (vor-nach) während einer muskulären Ermüdung diskutiert.

Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Abnahme der iEMG ( $p < 0,05$ ) und auch eine signifikante Zunahme der MF ( $p < 0,05$ ). Beide Parameter zeigen einen signifikanten Zusammenhang  $-0,81^{**}(\text{tri})$ ,  $-0,62^{**}(\text{bic})$ . Das bedeutet, dass die Veränderungen der EMG-Parameter (iEMG und MF) im zeitlichen Verlauf einer anhaltenden isometrischen Kontraktion eine bedeutende Rolle bei der Ermüdungsdiagnose spielen und Rückschlüsse über die Veränderungen neuromuskulärer Prozesse bei der Ermüdung der Muskulatur erlauben. Die Ergebnisse zeigen erhebliche Übereinstimmungen mit den Ergebnissen anderer

Autoren (Hagberg et al., 1981a; Gamet et al., 1989; Fuglevand et al., 1993; Merletti et al., 1990; Masuda et al., 1999; Maisetti et al., 2002; Schuhmann et al., 2003). Bilodeau et al., (2003) konnten jedoch zeigen, dass nicht prinzipiell mit einer Ermüdung der Muskulatur eine Abnahme der MF verbunden sein muss.

Enoka et al., (1992) präzisieren die Angaben und schreiben dem zentralen Nerven- sowie dem Muskelsystem an sich entscheidende Anteile am Ermüdungsprozess zu. Auch Fuglevand et al., (1993) schrieben die verminderten Signal-Propagationen vor allem einer Beschränkung in der neuronalen Erregbarkeit des Muskels während des Ermüdungsvorganges zu. Das zentrale Nervensystem verfügt über zwei wesentliche Mittel, die von der quergestreiften Skelettmuskulatur erzeugte Kraft zu variieren. Die Steuerung erfolgt zum einen durch die Veränderung der Anzahl der aktiven ME, genannt Rekrutierung, und zum anderen durch die Modulation der Stimulusfrequenz der Aktionspotentiale der motorischen Einheiten, genannt Frequentierung.

Die signifikanten Zusammenhänge zwischen der iEMG und der MF in beiden Muskeln im Zeitverlauf (-0,81\*\*, -0,62\*\*) bedeuten, dass die beiden Parameter eine bedeutsame Rolle in der Ermüdungsdiagnose spielen können. Die Ergebnisse für die Entwicklung der Aktivität und der Median-Frequenz können in beiden Parametern bezüglich der Rekrutierung und der Frequentierung interpretiert werden.

### **7.1.1 Aktivität**

In der beteiligten Muskulatur (m. biceps brachii und m. triceps brachii) konnte während der willkürlichen statischen und dynamischen Kontraktion eine Zunahme der elektrischen Aktivität (dynamisch Kraftentwicklung m. triceps: Startwert  $0.13 \pm 0.08$  mV\*ms - Endwert  $0.20 \pm 0.11$  mV\*ms) beobachtet werden (Vgl. Punkt 6.1.1-6.2.1). Dies äußert sich auch in einer vergrößerten Amplitude des EMG bzw. einer allmählichen Zunahme des Integrals der Aktionspotentiale. Die beobachteten Zunahmen der EMG-Amplituden, sowohl während der statischen (Fuglevand et al., 1993; Maisetti et al., 2002) als auch der dynamischen Kontraktionen (Moritani et al., 1986; De Luca et al., 1997) wurden bei gleichzeitiger Ermüdung der



Muskeln beschrieben. Auch Kampas et al. (2001) beschrieben, dass der Mittelwert der Amplituden des EMG mit der Zeit bei konstanter Kraft steigt. Die untersuchten Muskeln m. triceps brachii und m. biceps brachii (Yamaguchi et al., 1990) besitzen einen hohen Prozentsatz an Fasern vom Typ-II. Diese Muskeln mit hohem Anteil an Typ-II oder fast-twitch-Fasern zeigen eine größere Kraftentwicklungsrate als Muskeln mit vorwiegend Typ-I-Fasern (Komi et al., 1979; Linssen et al., 1991).

Die Zunahme der elektrischen Aktivität wird im Allgemeinen mehrere Ursachen zugeschrieben. Die wichtigsten Ursachen werden in der Steigerung der Anzahl der motorischen Einheiten gesehen. Diese Steigerung wird über supraspinale Zentren (primärmotorischer Kortex) bewirkt, die dauernd Signale an die unteren Ebenen im spinalen Bereich senden, um die Kraftentwicklung der Muskulatur zu kontrollieren. Im Verlauf einer ermüdenden Muskelaktivität sinkt die Wirksamkeit dieser innervatorischen Signale für die Erzeugung einer vorgegebenen Kraft, unter anderem durch eine geringere Erregbarkeit der Muskelfasern. Da das zentrale Nervensystem durch Feedback-Mechanismen (z. B. Muskelspindelafferenzen) andauernd Rückinformationen über den Stand der Dehnung der Muskeln bekommt, erhöhen spinale und möglicherweise supraspinale Zentren die efferenten Signale, um die oben genannten Ermüdungsvorgänge auszugleichen. Zusätzlich steigt auch die Anzahl der im Rückenmark rekrutierten Alpha-Motoneurone, um dem ermüdungsbedingten Kraftverlust auszugleichen.

Der Prozess der Steigerung der Zahl der innervierten motorischen Einheiten ist eine physiologische Maßnahme der Muskulatur um maximale Kontraktionen erzeugen zu können. Kamen et al. (1996) zeigten, dass durch die Steigerung der Zahl der aktiven motorischen Einheiten die Kraft aufrechterhalten werden kann.

Dieser Vorgang lässt sich indirekt im EMG darstellen. In experimentellen Studien hat sich gezeigt, dass bei konstanter Kraft ein Anstieg der EMG-Signale zu verzeichnen ist (Kampas et al., 2001).

Bei zunehmend intensiver Belastung werden zunehmend mehr Muskelfasern gleichzeitig rekrutiert, so dass es zu einer zunehmenden Rekrutierung an Muskelfasern bei höherer Kontraktionsintensität (Erim et al., 1996) kommt. Diese Zunahme der Rekrutierung motorischer Einheiten reflektiert darauf, dass die Abnahme in der Kontraktionsfähigkeit ausgeglichen wird. Diese Zunahme der Rekrutierung der motorischen Einheiten reflektiert einen ausgleichenden Vorgang

gegen die Abnahme der Kontraktionsfähigkeit des Muskels. Die Zunahme der Amplitude des elektromyographischen Signals während der Ermüdung wurde über die Zunahme der Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten erklärt (Moritani et al., 1986; Kamen et al., 1996; De Luca et al., 1997). Ein anderer Grund zur Steigerung der muskulären Aktivität ist eine Erhöhung der Entladungsrate (Feuerungsrate) der einzelnen motorischen Einheiten. Diese dient ebenfalls dazu, einer Verringerung der Kraft entgegenzuwirken, die aus einer schwächer werdenden Muskulatur resultieren kann (Moritani et al., 1987; Kamen et al., 1996). Darüber hinaus kommt es während der Muskelkontraktionen nach dem Henneman'schen Rekrutierungsprinzip dazu. Es besagt, dass zunächst langsame Einheiten (slow twitch) mit niedriger Reizschwelle durch schnellere Einheiten (fast twitch) mit höherer Reizschwelle ersetzt werden (Sale et al., 1994; Danyet et al., 2001).

Die vorliegenden Untersuchungen am m. biceps brachii und m. triceps brachii zeigten signifikante Anstiege ( $p < 0,05$ ) der Amplituden unter statischen- und dynamischen Kontraktionsbedingungen womit die erste Hypothese bestätigt wurde.

### **7.1.2 Median-Frequenz**

Wie bereits aus den Ergebnissen hervorging (siehe Kap.6), zeigen die während einer isometrischen und dynamischen Muskelanspannung abgeleiteten EMG-Signale eine signifikante Verschiebung ( $p < 0,05$ ) der Median-Frequenz von hoch nach tief (dynamische Kraftentwicklung des (tri): Startwert  $79 \pm 9$  Hz- Endwert  $74 \pm 12$  Hz). Die Ermüdungserscheinungen während der konstanten Kraftleistung resultierten in einer Abnahme der Frequenzwerte.

Die Spektrumsforschung ist ein wichtiger Bestandteil der elektromyographischen Signalanalyse zur besseren Interpretation der Frequenzierung des notierten Signals. Einige Forscher haben bewiesen, dass sich die Spektrumsausprägungen des EMG-Signals bei willkürlichen Kontraktionen während der Muskelermüdung in Richtung der niedrigeren Frequenzen verschieben und demnach eine Abnahme der Median-Frequenz nach sich ziehen. (Hägg et al., 1992; Mannion et al., 1996;

Kamen et al., 1996; Jurell et al., 1998; Knaflitz et al., 1999; Danyet al., 2001; Maisetti et al., 2002; Schuhmann et al., 2003).

Hagberg et al. (1981b) fanden hinsichtlich des Abfalls der Median-Frequenz eine exponentielle Regressionsbeziehung zwischen Zeit- und Frequenzabnahme heraus. Andere Studien zeigten darüberhinaus Änderungen in den niedrigeren Frequenzen des EMG-Spektrums. Die Zunahme der niederfrequenten Bereiche trat während der intensiven dynamischen Übung schnell im Muskel auf, wenn der Anteil der schnellen Muskelfasern (FT) hoch war (Komi et al., 1979).

Über die Höhe des Abfalls und den Verlauf des Frequenzabnahme während muskuläre Ermüdung existieren unterschiedliche Ansichten. Dies erklärt sich durch die unterschiedliche Methodik bezüglich der Zeitdauer, Stärke der Kontraktion und der unterschiedlichen untersuchten Muskeln. Die Abnahme der Frequenz werden im Allgemeinen mehrere Ursachen zugesprochen. Die Muskelfaserleitgeschwindigkeit gilt hierbei als wichtigste Ursache. Eine Korrelation zwischen den Median-Frequenz und Muskelfaserleitgeschwindigkeiten ist mehrfach belegt (Stulen et al., 1981; Sadoyama et al., 1983; Eberstein et al., 1985; Arendt et al., 1985; Lowery et al., 2000; Danyet al., 2001). Die physiologischen Versuche reflektieren die Verbindung zwischen Frequenzinhalt und Muskelfaserleitgeschwindigkeit (Kamen et al., 1996). Es gibt einen linearen Zusammenhang zwischen der MF des EMG-Signals und der Muskelfaserleitgeschwindigkeit (Stulen et al., 1981). umgekehrt hängt die Muskelfaserleitgeschwindigkeit mit der Dauer des Aktionspotentials zusammen (Jurell et al., 1998). Der Abnahme des MFCV wird eine wichtige Rolle während der Ermüdung, wenn das Spektrum zu den niedrigeren Frequenzen sinkt, beigemessen (Sadoyama et al., 1983; Brody et al., 1991; Hägg et al., 1992; De Luca et al., 1997; Jurell et al., 1998; Linssen et al., 1991; Lowery et al., 2000). Die Frequenz des EMG hat sich um etwa 50-57 % während der Ermüdung verringert (Fuglevand et al., 1993). Die MFCV entlang der Muskelfaser verringert sich bei steigendem Kraftniveau (Jurell et al., 1998). Innerhalb der motorischen Einheiten sind alle unterschiedlichen Fasern von der Abnahme der Leitgeschwindigkeit betroffen (Kamen et al., 1996). Ausgangspunkt für die Abnahme der MFCV ist die Akkumulation von sauren Stoffwechselmetaboliten, wie Laktat und anderer

chemischer Produkte (Masuda et al., 1999). Zu diesen Ansammlungen kommt es während anhaltender Kontraktion im anaeroben Bereich.

Wie andere Studien bereits belegten, kann die Relation der Entladungsfrequenz zur Erregungsleitungsgeschwindigkeit nicht der einzige Grund für die Veränderungen sein (Bigland et al., 1981; Merletti et al., 1990; Linssen et al., 1991). Außerdem kann selbst bei unveränderter Leitgeschwindigkeit die MF sinken (Krogh et al., 1993; Merletti et al., 1990; Masuda et al., 1999b).

Während muskulärer Ermüdungsprozesse behindern die Änderungen in den Muskelfasermembranen die Durchlässigkeit (permeability) der normalen Ausbreitung des Aktionspotentials und verursachen folglich eine Abnahme der Faserübertragungsgeschwindigkeit, die durch eine niedrige Frequenz messbar wird (Kamen et al., 1996; Jurell et al., 1998; Masuda et al., 1999). Einige Forscher konnten zeigen, dass der intramuskuläre Druck ebenfalls an der Frequenzverschiebung beteiligt ist. Einer der Unterschiede zwischen den dynamischen und statischen Kontraktionen ist der größere intramuskuläre Druck, der den Blutfluss bei statischen Kontraktionen verringert (Körner et al., 1984). Bei einer statischen Kontraktion steigt der intramuskuläre Druck so stark an, so dass ab etwa 60 % MVC der Kapillardruck im weiteren Verlauf nicht mehr ausreicht, um den Muskel weiterhin optimal zu durchbluten (Kamen et al., 1996). Dadurch verändert sich die Erregbarkeit der Muskelfasermembran und die Leitgeschwindigkeit sinkt, welche beide zur Verminderung der MF führen (Basmajian et al., 1985). Der intramuskuläre Druck spielt eine große Rolle, die sich in den hier vorgelegten Ergebnissen bei beiden Kontraktionen allerdings nicht widerspiegelt. Zusätzliche Überlegungen hinsichtlich des Effektes des Muskelblutflusses auf das spektrale EMG werden durch Frequenz- und Amplitudebetrachtungen abgesichert. Dieser Unterschied bezüglich des Muskelblutflusses zwischen den statischen und dynamischen Muskelkontraktionen kann einige der beobachteten spektralen Änderungen erklären. Diese Veränderungen wurden während der Ermüdung beobachtet (Kamen et al., 1996). Je größer der Kraftaufwand, desto höher ist der Blutdruck im Muskel, welcher sich folglich hemmend auf die Durchblutung auswirkt. Der Anstieg der Muskeldurchblutung bei statischer Arbeit bis zu Intensitäten von etwa 30 % der Maximalkraft zieht keine merklichen Beeinträchtigungen nach sich. Bei größeren

Intensitäten jedoch behindert der erhöhte Blutdruck im Muskel die Durchblutung (Schmidt et al., 2007).

Weitere experimentelle Untersuchungen zur Ermüdungsursache sind auch hier erforderlich, um die Konzentrationen einiger Elektrolyte im Blut (z.B. Kalium, Natrium) besser zu interpretieren. Die Änderung der Ionenzusammensetzung entlang der sarkolemmalen und T-tubulären Membranen steigt während dynamischer Arbeit an (Allen et al., 2001; Schmidt et al., 2007). Die Anhäufung von  $K^+$  im extrazellulären Bereich oder die Reduktion von intrazellulärem  $Na^+$  bei hochfrequenter elektrischer Stimulation führt zur Abnahme der Aktionspotentialamplitude und einer Verlangsamung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit des Aktionspotentials (Hollmann et al., 2000). Da sich die Leitungszeit verdoppelt können die  $K^+$ -Ansammlungen als wesentlicher Ermüdungsfaktor angesehen werden (Vollestad et al., 1997; De Luca et al., 1997). Simulationen zeigten, dass ein Synchronisationseffekt einen deutlichen Einfluss auf das Spektrum des EMG-Signals hat (Maclaren et al., 1989; Krogh-Lund., 1993). Die Synchronisierung der Entladungen aktiver motorischer Einheiten führte zudem zu Veränderungen der elektrophysiologischen Parameter (Krogh-Lund et al., 1991; Masuda et al., 1999; Yao et al., 2000). Von Beginn an werden bei einer Kontraktion die Entladungen aktivierter motorischer Einheiten synchronisiert, d.h. gleichzeitig abgefeuert. Dies hat zur Folge, dass die mittleren Frequenzen bei konstantem Kraftaufwand abfallen (Krogh-Lund et al., 1991). So führen eine Synchronisation und ein Absinken der Ausbreitungsgeschwindigkeit innerhalb der Muskelfasern zu einer Abnahme des EMG-Spektrums. Gleichzeitig hat die Erhöhung der Rekrutierung kleinerer oder gleich großer motorischer Einheit einen frequenzsteigernden Effekt. Beide Effekte können sich aber auch gegenseitig aufheben. Zudem ist das Absinken der Muskelfaserleitgeschwindigkeit wahrscheinlich überwiegend auf eine Verschiebung der Frequenz zurückzuführen (Schuhmann et al., 2003). Ein weiterer Gesichtspunkt im Zusammenhang mit der veränderten Frequenzierung ist die Veränderung der Muskelfasertypverteilung von schnellen Typ-II-Fasern („fast twitch“) zu langsamen Typ-I-Fasern („slow twitch“) (Mayhew et al., 1995). Das EMG-Signal verschiebt sich in Richtung niedrigerer Frequenzen, weil die motorische Einheit, die fortwährend arbeitet, durch Aktionspotentiale mit niedrigeren Frequenzen innerviert wird (Sale et al., 1994).

Wenn bereits im Trainingsalltag eine Änderung der Körpertemperatur ursächlich für eine Ermüdung in Erscheinung tritt, so kann das Absinken der Körperkerntemperatur (im Winter, beim Schwimmen) noch schneller zur Ermüdung führen. Einerseits wird hierdurch die Muskeldurchblutung verschlechtert, andererseits steigt die muskuläre Viskosität und damit die Arbeit, die für die Bewegungen aufgebracht werden muss. (Tomasits et al., 2008; Masuda et al., 1999b; Jurell et al., 1998). Einige Faktoren können eine Änderung des Frequenzinhalts des EMG-Signals, wie z.B. eine Veränderung der Muskelkraft, Kontraktionsstärke und Kontraktionszeit, verursachen (Fuglevand et al., 1993).

Die Untersuchungen am Handkurbelergometer und in einer statischen Kontraktion nach der Ermüdung legten jedoch signifikante Reduzierungen der Median-Frequenz unter muskulärer Ermüdung ( $p < 0,05$ ) dar. Sie entsprechen damit der zweiten Hypothese.

Die Ergebnisse bestätigen hinsichtlich der elektrischen Muskelaktivität und Median-Frequenz sowie deren linearen Beziehung ( $-0,812^{**}$  (tri) und  $-0,625^{**}$  (bic)) diese in der Literatur vertretenen Zusammenhänge (Hagberg et al., 1981a; Gamet et al., 1989; Fuglevand et al., 1993; Merletti et al., 1990; Knicker et al., 1998; Masuda et al., 1999; Maisetti et al., 2002; Schuhmann et al., 2003). Die signifikante Korrelation zwischen der Median-Frequenz und Aktivität ( $-0,812^{**}$ ,  $-0,625^{**}$ ) beweisen, dass beide Parameter zusammen eine wesentliche Rolle bei der Ermüdung spielen. Der Zusammenhang wird direkt durch die Untersuchungsergebnisse belegt. Damit kann auch die dritte Hypothese bestätigt werden.

Das Verhältnis zwischen der muskulären Kraftentwicklung und der Ermüdung konnte als ausschlaggebende Komponente identifiziert werden (Hof., 1984; Basmajian et al., 1985). Die maximale Kraft wurde als Indikator der Muskelermüdung verwendet (De Luca et al., 1997; Sjøgaard et al., 2006). Die periphere Ermüdung behindert nicht nur die durch maximal willkürliche Kontraktionen freigesetzte Kraft, sondern ist auch für deren Absinken während der Ermüdung verantwortlich (Fuglevand et al., 1993; Schillings et al., 2003; Sjøgaard et al., 2006). Diese Kraftreduktion war bisher als eine Folge mangelnder Energiebereitstellung dargestellt worden. Allerdings wirken sich eine Reihe von weiteren Faktoren leistungsmindernd auf die Bewegungsleistungen aus, die im

Allgemeinen als Ursachen für eine Ermüdung gelten. Im Wesentlichen ist hier zwischen neuronalen und biochemischen Ursachen der Ermüdung zu unterscheiden.

Die neuromuskuläre Aktivierung stellt die Voraussetzung für die Muskelkontraktion dar. Der Zusammenhang zwischen den EMG-Parametern der beteiligten Muskulatur und der Kraftentwicklung während der isometrischen Muskelkontraktion ist eng, wenn auch nicht perfekt linear ist (Basmajian et al., 1985a; 1985b; De Luca et al., 1992). Bei dynamischen konzentrischen und exzentrischen Muskelkontraktionen sowie bei Muskelkontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bestehen ebenfalls Zusammenhänge zwischen den EMG-Parameter und der Kraftentwicklung. Sie sind indes nicht so eng wie bei der isometrischen Kraftentwicklung. Daher ist zu schließen, dass der Abfall der Maximalkraft in einem Zusammenhang mit der Ermüdungsdiagnose steht, welcher durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt wird. Zugleich wird damit die vierte Hypothese nachgewiesen.

## **7.2 Spirometrie (metabolische Faktoren)**

Jede körperliche Aktivität benötigt Energie. Je höher die Leistung, desto größer ist die Energie, die durch die Muskeln zur Verfügung gestellt werden muss. Um einen unproblematischen Funktionsverlauf der Muskeln zu gewährleisten, ist die Versorgung mit Sauerstoff eine wichtige Voraussetzung. So ist die Verfügbarkeit von ausreichend Sauerstoff in den Geweben eine grundlegende Voraussetzung für die körperliche Arbeit. In der Ruhephase ist die Sauerstoffaufnahme durch die Lungen bei gesunden Athleten groß genug, um den Sauerstoffbedarf zu decken. Zu Beginn einer ansteigenden Leistung entsteht ein kurzfristiger Sauerstoffdefizit, welcher direkt gedeckt werden muss. Eine wesentliche Aufgabe des Herz-Kreislauf-Systems ist die ausreichende Versorgung der Skelettmuskulatur mit Blut und Sauerstoff in Ruhe und unter Belastung. Während einer andauernden Leistungserbringung des Körpers wird das Kreislaufsystem belastet. Mit zunehmender Belastungsintensität der Muskeln benötigt der Körper mehr Energie

und eine erhöhte Sauerstoffaufnahme, gleichzeitig muss mehr Kohlendioxid abgegeben und die Atmung erhöht werden (Rost et al., 2001).

Die Atemaktivität kann über die Sauerstoffaufnahme ( $O_2$ ), Kohlendioxidabgabe ( $CO_2$ ) und die Herzfrequenz (HF) beschrieben werden. Diese Parameter erhöhten sich signifikant ( $p < 0,05$ ) im Verlauf der Benutzung des Handkurbelergometers (Vgl. Punkt 6.4.1-6.4.4). Eine Erhöhung der Sauerstoffaufnahme während der Muskelkontraktion kann als entsprechende Reaktion des Atmungssystems bezeichnet werden. Die verstärkte Ventilation der Lunge ist ein Ausdruck der Ermüdung bei einer konstanten Belastung. Das veränderte Verhältnis der Sauerstoffaufnahme ist ein bekannter Ermüdungsindikator (Badtke et al., 1995). Es ist bekannt, dass eine Erhöhung der Leistung in der beteiligten Muskulatur zu einem  $O_2$ -Anstieg führt (Simon et al., 1994; Lepers et al., 2000; Hartmann et al., 2001). Wie in Kapitel 6 gezeigt, haben die Sauerstoffaufnahmewerte der Muskeln m. biceps brachii und m. triceps brachii zugenommen (Startwert  $482 \pm 115$  ml/min - Endwert  $938 \pm 298$  ml/min). Der anaerobe Energiestoffwechsel wurde während der Belastung zu einem aeroben Energiestoffwechsel geändert, nachdem die ventilatorische anaerobe Schwelle überschritten wurde. Durch die Bereitstellung der anaeroben Energie erhöht sich auch die Ventilation. Bis zu diesem Punkt nimmt die Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe zu, das heißt dass Kohlendioxidabgabe geteilt durch die Sauerstoffaufnahme (respiratorischer Quotient = 1) gleich 1 ist. Beim Erreichen der anaeroben Schwelle erhöht sich der respiratorische Quotient durch die erhöhte Abgabe von Kohlenstoff (Kleber, 2001). Mit einer Belastung von 50-60% der Kreislaufleistungsfähigkeit erhöht sich die Sauerstoffaufnahme fast linear mit dem Atemminutenvolumen. Bei der dynamischen Arbeit wird der  $O_2$ -Bedarf erhöht und eine Steigerung der Herzleistung ist erforderlich. Neben dem Anstieg des Schlagvolumens von 20-30% erhöht sich insbesondere auch die Herzfrequenz, wobei die Erhöhung der Herzfrequenz direkt mit dem Grad der Belastung zusammen hängt (Dickhuth et al., 2004). Bei submaximaler Arbeit mit konstanter Leistung zeigt die Herzfrequenz nach dem ersten Anstieg eine weitere Erhöhung. Die Herzfrequenz steigert sich bis zu einem Maximalwert, welcher nur wenige Minuten konstant gehalten werden kann (Thews et al., 2005; Schmidt et al., 2007). Je größer die Belastung, desto höher ist der Plateauwert. Bis etwa 60-70% der maximalen Belastung erhöht sich



die CO<sub>2</sub>-Abgabe und O<sub>2</sub>-Aufnahme linear. Die Sauerstoffaufnahme erhöht sich pro Watt um circa 12 ml/min (Rost et al., 2001), damit der Energiebedarf gedeckt werden kann. Nach Überschreiten der aerob-anaeroben Schwelle erhöht sich die CO<sub>2</sub>-Abgabe überproportional (Wasserman et al., 1994). Bei submaximaler dynamischer Arbeit wird der O<sub>2</sub>-Verbrauch der arbeitenden Muskeln abhängig von der Intensität der Leistung erhöht. Durch eine konstante Leistung wird der Gleichgewichtszustand (steady state) zwischen O<sub>2</sub>-Bedarf und O<sub>2</sub>-Aufnahme nach 2-3 Minuten erreicht (Schmidt et al., 2007; Thews et al., 2005).

Die Ermüdung hat auf allen Schwimmdistanzen eine Verringerung der Schwimmgeschwindigkeit zur Folge. Allerdings sind nicht für alle Schwimmdistanzen die gleichen Ursachen verantwortlich. Für die Untersuchung von Ermüdungsursachen eignet sich besonders der energetische Bereich (Wilmore et al., 1999). Zu Beginn der körperlichen Belastung tritt ein Anstieg des O<sub>2</sub> erst mit einer Verzögerung ein, weil zuerst energiereiche Phosphate abgebaut werden (ATP, KP). Der Abbau des ATP zu ADP und Re-Phosphorylierung des ADP zurück zu ATP bildet den ATP-ADP-Zyklus. Die Energie verbrauchenden Prozesse sind gekoppelt an die Energie liefernden Prozesse. Die ATP-Speicher müssen immer wieder aufgefüllt werden. Durch die Spaltung von Kreatinphosphat, Glukose und Fett entstehen mehrere Energie liefernde Prozesse. Wenn diese Prozesse nicht verfügbar sind, wird die Fortsetzung der Muskelarbeit dadurch deutlich verringert (Strass et al., 2006). Je schneller der Körper auf den erhöhten O<sub>2</sub>-Bedarf reagiert, desto besser kann er auch die anfallenden Stoffwechselmetaboliten abbauen. So ergibt sich auch mit jeder zusätzlichen Belastung für die Anfangszeit eine Minderversorgung mit Sauerstoff (Sauerstoffdefizit), die dann wieder nach der Belastung aufgeholt werden muss (Sauerstoffschuld) (Noakes et al., 2000). Nach einem bestimmten Zeitpunkt der Übung kann das ATP nicht erneut aufgebaut werden (Sahlin et al., 1992), woraus ein Energiemangel entsteht und die produzierte Kraft beeinträchtigt wird.

Infolge der Belastung sinkt die maximale Leistung nach nur 10 s ab (Nevill et al., 1996). Während der Ermüdung nimmt der ATP-Gehalt des Muskels um etwa 10 bis 40% ab (Söderlund et al., 1991). Die ersten Anzeichen von Ermüdung hängt mit einer beträchtlichen Abnahme des Kreatinphosphatvorrates im Muskel zusammen (Sahlin et al., 1998).

In der Muskelzelle reicht das bestehende ATP nur für 1-3 Kontraktionen. Für die nächsten paar Sekunden muss ATP aus Kreatinphosphat wieder hergestellt werden. Jedoch kann eine Verringerung des Kreatinphosphats in den Muskeln die Versorgungsrate der ATP-Wiederaufbereitung reduzieren. Auf den Schwimmstrecken 100- und 200-Meter steht die Ausschöpfung der Kreatinphosphat-Speicher im Vordergrund der Ermüdungsprozesse. Die maximale Leistungsentwicklung des Schwimmers kann nur erreicht werden, wenn sowohl die anaerobe Glykolyse als auch Kreatinphosphat- und ATP-Produktion verwendet wird (Sahlin et al., 1992).

Mit einer Verringerung der Kreatinphosphatvorräte in den Muskelzellen wird die Leistung des Skelettmuskels um rund 10% zurückgehen, da die Glykolyse nicht genug ATP pro Zeiteinheit zur Verfügung stellen kann. Für alle Schwimmer der 100 und 200 m Strecken ist eine Vergrößerung des Kreatinphosphatgehalts in den Muskeln von Bedeutung, weil sich dadurch die periphere Ermüdung verlangsamt (Nicolaus 1995). Dies geschieht durch Krafttraining und der damit verbundenen Erhöhung der Muskelmasse (Newsholme et al., 1992;). Stout et al. (2000) deuten darauf hin, dass die erhöhte Verzögerung der Kreatinphosphat-Bereitstellung eine Ursache für das Auftreten von neuromuskulärer Ermüdung sein kann. Die eingeschränkte Energielieferung bewirkt einen Abfall der Schwimmgeschwindigkeit, besonders in der zweiten Hälfte der Kurzstrecken, und ein Absinken des Kraftniveaus, bereits nach ein paar Sekunden. Der primäre Grund für den Verlust der Geschwindigkeit ist die reduzierte Energieversorgung auf der ATP-KP-Reaktion. Sie verlangsamt die Muskelkontraktionen und verringert die maximale Kraftentwicklung. Durch die schnelle Entleerung der Energiereserven können die ausgelösten Aktionspotentiale keine Kontraktion der Muskelzelle hervorrufen, wodurch es zu einem Kraftabfall kommt (Darques et al., 2003). Daraus folgt, dass eine mögliche Ursache der Ermüdung im Verbrauch der Energiereserven liegt (Sahlin et al., 1992; Sahlin et al., 1998; Tomasits et al., 2008).

In den letzten 5-10 m der 50 m Sprints kommt es auch zu einem eingeschränkten Ablauf der anaeroben Glykolyse (Strass et al., 2006).

Die Ermüdung verdeutlicht sich in der Phase von 25-50 m durch die Unfähigkeit zur Aufrechterhaltung einer hohen Geschwindigkeit. Es gibt zwei Ursachen für die

Ermüdung in dieser Phase: eine Erschöpfung des Kreatinphosphatvorrates der Muskeln und die Unfähigkeit der Versorgung mit einem schnellen anaeroben Stoffwechsel. Wenn am Anfang das Tempo der Schwimmer zu schnell war, dann fallen die ATP- und Kreatinphosphate sehr schnell ab, was zu einer frühen Ermüdungserscheinung und einer Unfähigkeit zur Aufrechterhaltung des Tempos in der Endphase führen kann. Die Schwimmer müssen für jede Schwimmstrecke auf das richtige Tempo hin trainieren, um sicher zu stellen, dass Kreatinphosphat und ATP nicht vorzeitig verbraucht sind. Trainingssteuerungen und Ermüdungsdiagnosen bieten den Athleten Bewertungsmöglichkeiten für das optimale Tempo, um die effiziente Nutzung von ATP und Kreatinphosphate für die gesamte Strecke sicher zu stellen.

Die Fähigkeit, auf den 100 und 200 m Wettkampfdistanzen eine hohe Geschwindigkeit zu halten, schränkt sich wahrscheinlich dahingehend ein, weil die Azidose (Anstieg des Laktats; Senkung des pH-Wertes) hemmend auf den anaeroben Metabolismus wirkt. Studien zeigten, dass nach einem 50 m Wettkampf Laktatwerte von nur 50-75% der maximal möglichen im Blut auftreten können (Maglischo, 1993). Das Kreatinphosphat scheint auch bei 100 - 200 Strecken einen wesentlichen Beitrag zur Energieversorgung zu leisten. Deshalb sollten die Schwimmer die Ausbildung der aeroben und anaeroben Stoffwechsel verbessern, um die Übersäuerung zu vermindern. In der Mitteldistanz bildet die Azidose die Hauptursache der Ermüdung. Die Distanzen ab 400 m können mit Hilfe des aeroben Metabolismus bestritten werden.

Im Hinblick auf die Steigerung der Belastung über 80% der maximalen Sauerstoffaufnahme kommt es hierbei allerdings zu einer unverhältnismäßig großen Entleerung des intramuskulären Glykogendepots. Dies erhöht die Wahrscheinlichkeit der Ermüdung (Maclaren et al., 1989). Die Ermüdungssymptome, die der Entleerung der Glykogen-Speicher im Muskel folgen, unterscheiden sich von denjenigen, die aus der Azidose resultieren. Während eines Marathons nimmt die Entleerung des Glykogendepots bei auftretender Ermüdung die Hauptrolle ein. Daher müssen die Läufer für eine ausreichend große Glykogenmenge in den Muskelzellen sorgen.

Eine andere Ursache für die Muskelermüdung ist die Störung des physikalisch-chemischen Gleichgewichts (Stegemann et al., 1991). Während einer körperlichen

Belastung werden im Blut- und Geweben bestimmte Substanze (Hormone, Transmitter, etc.) und die Stoffwechselendprodukte erhöht (Lehnertz et al., 1989; Tomasits et al., 2008). Bei einer maximalen Belastung steigen in der gleichen Zeit die Energiebereitstellung und die Laktatbildung (Maclaren et al., 1989; Green et al., 1997; Rost et al., 2001). Bei einer hohen Intensität der Übung gibt es eine ausgeprägte Anreicherung von Milchsäure und Azidose in den Körperflüssigkeiten (Sahlin et al., 1998). Der Abbau von Laktat in einer Muskelfaser kann 30 Minuten oder länger dauern. Laktat wird von den benachbarten, weniger rekrutierten Muskelfasern aufgenommen und in Pyruvat umgewandelt. Außerdem wird das Laktat in den Mitochondrien umgewandelt oder durch die Kapillaren in die Blutbahn transportiert. Die Ansammlung von Laktat im Muskel erfolgt oft in Verbindung mit einer Abnahme der maximalen Kraftgenerierung und einer Senkung des Muskel-pH-Werts (Maclaren et al., 1989; Baker et al., 1994; Hollmann et al., 2000; Sahlin et al., 1992). Bei dynamischer Arbeit nehmen die Energiereserven ab und die Laktatkonzentration in den Muskeln nimmt zu. In der nächsten Phase werden die Energiespeicher wieder aufgefüllt und die Milchsäure wird abtransportiert. Sobald die Dauerleistungsgrenze überschritten wurde, ist keine vollständige Rückgewinnung der Energiereserven möglich. Wodurch die entstehende Ermüdung sich mit jedem Kontraktionszyklus weiter erhöht. (Thews et al., 2005). Wenn die aerob-anaerobe Schwelle überschritten ist, ist die  $\text{CO}_2$ -Abgabe größer als die  $\text{O}_2$ -Aufnahme, der RQ steigt auf über 1 ( $\text{RQ} > 1$ ). Durch die Akkumulation der metabolischen Produkte wird der Ionen-Austausch in Bereich der Muskelmembranen verlangsamt, wodurch die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Muskelaktionspotentials entlang der Muskelfasern gehemmt wird. Dadurch reduziert sich die Muskelfaserleitgeschwindigkeit, welche das Spektrum des EMG-Signals in Richtung niedriger Frequenzen verschiebt (Horita et al., 1987; Mills et al., 1984; Masuda et al., 1999). Die Laktatanreicherung ist nicht der einzige Grund für den Frequenzabfall, da es bei sehr niedrigen Belastungen ohne Laktatnachweis zu einer Frequenzverschiebung kommt (Alfonsi et al., 1991; Jansen et al., 1997).

Eine bessere Durchblutung der Muskeln führt nicht nur zu einer besseren Versorgung an Sauerstoff, sondern auch zu einer schnelleren Milchsäureentfernung aus den Muskelzellen (Sjøgaard et al., 1988; Masuda et al.

1999). Dynamische Kontraktionen haben eine Dehnung und Verkürzung der Muskeln zur Folge. Der Blutfluss während dieser Kontraktionen entfernt aufgrund der Erhöhung der venösen Rückkehr die metabolischen Endprodukte. Bei statischer Arbeit erfolgt es umgekehrt: die Verminderung des Blutflusses mindert den Transport von O<sub>2</sub> und Nährstoffen sowie die Beseitigung von Abfallprodukten (Sahlin et al., 1992). Die Zeit des ATP-Umsatzes dauert bei einer Bewegung am Ergometer länger als bei einer statischen Kontraktion. Der Unterschied liegt wahrscheinlich beim geringeren Blutfluss im Muskel während einer statischen Kontraktion.

Während der am Handkurbelergometer simulierten Freistilschwimm-Bewegung zeigte sich ein Zusammenhang zwischen der muskulären Ermüdung und den Anstiegen der ausgewählten Spiroergometrie-Parameter (HF, BF, O<sub>2</sub>, CO<sub>2</sub>, RQ), wodurch die fünfte Hypothese bestätigt wird.

## 8 Zusammenfassung

Um die Ermüdung abschätzen zu können, wurden an 30 Probanden die Veränderungen der Muskelkontraktionen bei zehnssekündiger statischer Arbeit vor und nach einer fünfminütigen Belastung in Form eines simulierten Freistilschwimmens geprüft.

Die Geschwindigkeit wurde konstant bei 44 rpm gehalten. Die neuronalen und metabolischen Parameter wurden für jeden Probanden untersucht und errechnet. Wie gezeigt werden konnte, kommt es im Verlauf einer Kontraktion zu Ermüdungserscheinungen der Muskulatur. Diese zeigen sich im EMG-Signal in einem Amplitudenzuwachs und einer Verschiebung zu niedrigeren Frequenzen. Der Abfall der Frequenzen kann zum einen durch eine Verminderung der Erregungsleitungsgeschwindigkeit im Rahmen des Ermüdungsprozesses, zum anderen durch einen Synchronisationseffekt erklärt werden (siehe Kap. 7). Die erhöhte Aktivität verzögert die Rekrutierung neuer motorischer Einheiten, was als ein Grund für die Amplitudenerhöhung gilt. In den beschriebenen Untersuchungen wurden starke Zusammenhänge zwischen der Median-Frequenz und der Aktivität während der Ermüdung bei der Betätigung des Handkurbelergometers nachgewiesen.

Die weiteren Betrachtungen zeigten, dass bei der Spiroergometrie das quantitative Verhältnis der aufgenommenen Parameter ( $O_2$ ,  $CO_2$ , HF, BF, RQ) im zeitlichen Verlauf der anhaltenden Kontraktionen zunimmt. Diese Steigerung resultierte aus einer aeroben Energieversorgung, um den Energiebedarf zu decken. Das heißt, dass mögliche Ermüdungsursachen auf einen Verbrauch von Energiereserven zurück zu führen waren, in deren Folge gleichzeitig die Energiebereitstellung und Laktatbildung anstieg. Die vorliegende Studie folgt dem Konsens früherer Studien, die zeigen, dass eine dauerhafte Muskelkontraktion eine progressive periphere Ermüdung produziert und die Muskelermüdung ein multimechanischer Prozess ist, bei welchem neuromuskuläre und metabolische Faktoren eine wesentliche Rolle spielen. Somit stellt dieses Verfahren eine gute Basis für weitere Untersuchungen des Trockentrainings im Schwimmen dar und ermöglicht Rückschlüsse auf andere physiologische Veränderungen bei der Betrachtung des Verhaltens der Skelettmuskulatur während der Ermüdung.

Zusammenfassend ist zu konstatieren, dass mit dieser Arbeit eine Methode entwickelt wurde, die, gestützt auf Oberflächen-EMG- und Spiroergometrie-Messungen, die Kontraktionseigenschaften der Skelettmuskulatur bei Schwimmern unter der Bedingung der muskulären Ermüdung sehr gut erfassen kann. Im Trainingsprozess kann mit Hilfe der Ermüdungsdiagnose ein optimales Schwimmtempo des Athleten angesteuert werden, welches letztlich auch zu einer optimaleren Strecken- und Krafteinteilung und demzufolge auch zu einer Energieersparnis führen kann.

## **9 Ausblick**

In Zukunft werden Hydrodynamik, Elektrophysiologie und die respiratorischen Aspekte mit optimierten Messgeräten besser erfassbar. Die Studie sollte durch eine individuelle Zuordnung von Ermüdung und Schwimmgeschwindigkeit ein Maß für die Ökonomie der Schwimmbewegung definieren, um auch in der Leistungsdiagnostik anwendbar zu werden. Für die Zukunft muss das Ziel sein, die Ermüdungsdiagnose auch im Schwimmbecken und nicht nur im Labor anzuwenden und die Methodik auch für die anderen Stilarten (Rücken-, Brust- und Schmetterlingsschwimmen) weiterzuentwickeln.

Es ist sicher, dass sich über diese Grundvorgänge hinaus für die Ermüdung noch weitere wichtige Vorgänge abspielen, die aber entweder noch gar nicht oder nur ausreichend bekannt sind bzw. bisher als weniger wichtig erachtet wurden.



## 10 References

- Adrian, E. D., & Bronk, D. W. (1928). The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part I. impulses in single fibres of the phrenic nerve. *The Journal of Physiology*, 66(1), 81-101.
- Adrian, M. J., Singh, M., & Karpovich, P. V. (1966). Energy cost of leg kick, arm stroke, and whole crawl stroke. *Journal of Applied Physiology*, 21(6), 1763-1766.
- Alfonsi, E., Ricciardi, L., Arrigo, A., Lozza, A., Sandrini, G., Zandrini, C., (1991). Local venous lactate changes and spectral analysis of surface EMG during fatiguing isometric efforts in intrinsic hand muscles. *Functional Neurology*, 6(2), 121-127.
- Allen, D. G., & Westerblad, H. (2001). Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. *The Journal of Physiology*, 536(Pt 3), 657-665.
- Ament, W. (1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3, 214.
- Ament, W., Bonga, G. J., Hof, A. L., & Verkerke, G. J. (1996). Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1-2), 180-186.
- Arendt-Nielsen, L. (1991). Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyography and kinematic profiles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 1.
- Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1985). The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60(2), 130-134.

- Badtke, G., & Bittmann, F. (Eds.). (1995). *Lehrbuch der Sportmedizin: Leistungsentwicklung, Anpassung, Belastbarkeit, Schul- und Breitensport; mit 57 Tabellen*. Barth.
- Baker, A., Carson, P., Miller, R., & Weiner, M. (1994). Metabolic and nonmetabolic components of fatigue monitored with <sup>31</sup>P-NMR. *Muscle & nerve*, 17(9), 1002-1009.
- Bar-Or, O. (1987). The wingate anaerobic test. an update on methodology, reliability and validity. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 4(6), 381-394.
- Bar-Or, O., & Dotan, R. (1983). Load optimization for the wingate anaerobic test. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(3), 409-417.
- Basmajian, J. V., & DeLuca, C. J. (Eds.). (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography* Williams & Wilkins.
- Bayer, H. (1950). Ermüdung und Aktionsstromspannung bei der isometrischen Muskelkontraktion des Menschen. *European Journal of Applied Physiology*, 14(3), 261.
- Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., et al. (2005). Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 190-199.
- Bergström, R. M. (1959). The relation between the number of impulses and the integrated electric activity in electromyogram. *Acta Physiologica Scandinavica*, 45, 97-101.
- Bigland, B., & Lippold, O. C. (1954). The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *The Journal of Physiology*, 123(1), 214-224.

- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C., Smith, S., & Woods, J. J. (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 340, 335-346.
- Bigland-Ritchie, B., Donovan, E., & Roussos, C. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 51(5), 1300-5.
- Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D. M., Chandran, R., & Sharma, S. S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(1), 83-92.
- Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (2001). Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 48(7), 745-753.
- Brody, L. R., Pollock, M. T., Roy, S. H., De Luca, C. J., & Celli, B. (1991). pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 71(5), 1878-1885.
- Broman, H., Bilotto, G., & De Luca, C. J. (1985). Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: Influence of force and time. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 58(5), 1428-1437.
- Brunner, U., Knebel, M., & Wirth, H. (1976). *Trockentraining Bartels & Wernitz*.
- Chaffin, D. B. (1973). Localized muscle fatigue-definition and measurement. *Journal of Occupational Medicine: Official Publication of the Industrial Medical Association*, 15(4), 346-354.

- Clarys , J. (1983b). A review of EMG in swimming: Explanation of facts and/or feedback information. In A. Hollander, P. Huijing, G. De Goats (eds) (Ed.), Biomechanics and medicine in swimming. champaign, IL, human kinetics (pp. 123-135).
- Clarys J. P., Toussaint H.M., Bollens E., Vaes W., Huijing P.A., de Groot G., Hollander A.P., Cabri J. (1988a). Muscular specificity and intensity in swimming against a mechanical resistance: Surface EMG in MAD- and free swimming. In B. Ungerechts, K. Reischle, K. Wilke (Ed.), Swimming V. champaign, ill, human kinetics (pp. 191-199).
- Clarys, J. P. (1985). Hydrodynamics and electromyography: Ergonomics aspects in aquatics. Applied Ergonomics, 16(1), 11-24.
- Clarys, J.P. (1988b). The Brussels Swimming EMG project. In: B. Ungerechts, K. Wilke e K. Reischle (eds.). Swimming Science V. pp. 157-172. Human Kinetics Books. Champaign, Illinois.
- Clarys, J.P., Massez, C., Van Den Broeck, M., Piette, G. (1983a). Total telemetric surface of the front crawl. Biomechanics VIII-B. International Series on Biomechanics, 951-958.
- Cobb, S., & Forbes, A. (1923). ELECTROMYOGRAPHIC STUDIES OF MUSCULAR FATIGUE IN MAN. Am J Physiol, 65(2), 234-251.
- Counsilman, J. E. (1980). Handbuch des Sportschwimmens für Trainer, Lehrer und Athleten (competitive swimming manual, dt.). -zur schwimmsportlichen Trainings- u. Bewegungslehre Schwimmsport-V. Fahnenmann.
- Cureton, T. K. (1930). Mechanics and kinesiology of swimming. The Reserch Quarterly, 1, 87-121.
- Currã, A., Modugno, N., Inghilleri, M., Manfredi, M., Hallett, M., & Berardelli, A. (2002). Transcranial magnetic stimulation techniques in clinical investigation. Neurology, 59(12), 1851-9.

- Danny , M., Pincivero, R. M., Campy, Y., Salfetnikov, A., Bright, A. J., & Coelho. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 90(3), 804-810.
- Darques, J. L., Bendahan, D., Roussel, M., Giannesini, B., Tagliarini, F., Le Fur, Y., et al. (2003). Combined in situ analysis of metabolic and myoelectrical changes associated with electrically induced fatigue. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 95(4), 1476-1484.
- de Groot, G., Schreurs, A. W., & van Ingen Schenau, G. J. (1983). A portable lightweight douglas bag instrument for use during various types of exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 4(2), 132-134.
- De Luca , C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13, 135-163.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251-279.
- De Luca, Carlo J., & Knaflitz, M. (1992). *Surface electromyography: What's new*. C.L.U.T. Ed.
- DeVries, H.,H A. (1968). "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue." *American Journal of Physical Medicine*, 47(1), 10-22.
- Di Prampero, P. E., Pendergast, D. R., Wilson, D. W., & Rennie, D. W. (1974). Energetics of swimming in man. *Journal of Applied Physiology*, 37(1), 1-5.
- Dickhuth, H. (2004). Ausdauersport und kardiale Adaptation (Sporthertz). *Herz*, 29(4), 373.
- Donna , M., Rohrs, M., Joel, M., & Stagerph, D. (1991). Evaluation of anaerobic power and capacity in competitive swimmers KW -. *J Swimming Res*, 7(3), 13-17.

- Dudel, J. (1995). Erregungsübertragung von Zelle zu Zelle. In R. F. Schmidt (Ed.), *Physiologie des Menschen : Mit 100 Tabellen*. Springer.
- Eberstein, A., & Beattie, B. (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle & Nerve*, 8(9), 768-773.
- Eccles, J. (1930). Numbers and contraction-values of individual motor-units examined in some muscles of the limb. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character*, 106(745), 326.
- Edwards, R. G., & Lippold, O. C. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *The Journal of Physiology*, 132(3), 677-681.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 72(5), 1631-1648.
- Erim, Z., De Luca, C. J., Mineo, K., & Aoki, T. (1996). Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & Nerve*, 19(5), 563-573.
- Freiwald, J., Baumgart, C., & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographi: Sport-Prävention-Rehabilitation Spitta*.
- Freriks, B., Hermens, H., Disselhorst, C., & Rau, G. (1999). THE RECOMMENDATIONS FOR SENSORS AND SENSOR PLACEMENT PROCEDURES FOR SURFACE ELECTROMYOGRAPHY. In H. J. Hermens (Ed.), *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy : Results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development.
- Friedrich, O. (2007). *Physiologie - GK1; mit 103 Tabellen*. Heidelberg: Springer Medizin.

- Fuglevand, A. J., Zackowski, K. M., Huey, K. A., & Enoka, R. M. (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *The Journal of Physiology*, 460, 549-572.
- Fuglevand, A., David, A., Aftab, E., Dan, S. (1989). Effect of increased motor unit action potential duration on the amplitude and mean power frequency of the electromyogram. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 11th Annual International*, 953-954.
- Galperin, L., Okun, M., Simonson, E., & Sirkina, G. (1934). Beiträge zur Physiologie der Ermüdung. *European Journal of Applied Physiology*, 8(3), 407.
- Gamet, D., & Maton, B. (1989). The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: An EMG study. I. assessment of muscular fatigue by means of surface EMG. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(4), 361-368.
- Gamet, D., Duchene, J., Garapon-Bar, C., & Goubel, F. (1990). Electromyogram power spectrum during dynamic contractions at different intensities of exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5-6), 331-337.
- Ganong, W. F. (2001). *Review of medical physiology* Lange Medical Books/McGraw-Hill.
- Gergley, T. J., McArdle, W. D., DeJesus, P., Toner, M. M., Jacobowitz, S., & Spina, R. J. (1984). Specificity of arm training on aerobic power during swimming and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(4), 349-354.
- Gjelsvik, Bente E. Bassøe. (2002). *Form und Funktion : Neurologie, Bobath-Konzept, Physiotherapie* Thieme.
- Glenn, G. (1977). Program dry land exerciscs. *Swim.World*, 18, 14-27.

- Green, H. J. (1997). Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of Sports Sciences*, 15(3), 247-256.
- Guglielmo, L. G. A., & Denadai, B. S. (2000). Assessment of anaerobic power of swimmers: The correlation of laboratory tests on an arm ergometer with field tests in a swimming pool. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 14, 395-398.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *Textbook of medical physiology*. Philadelphia, Pa.: Elsevier Saunders.
- Hagberg, M. (1981a). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *American Journal of Physical Medicine*, 60(3), 111-121.
- Hagberg, M. (1981b). Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 51(1) 1-7.
- Hagg, G. M. (1991). Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during work when applied on short test contractions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29(5), 511-516.
- Hagg, G. M. (1992). Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 73(4), 1211-1217.
- Hartmann, U., Mader, A., Knicker, A. (2001). Auswirkungen eines 6-Minuten Maximalleistungstests auf die Ermüdung bzw. die Erschöpfung aus der Sicht metabolischer Einflüsse. In H. Thorhauer, K. Carl & U. Türrck-Noack (Eds.), *Muskelermüdung: Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft; Jahrestagung 1999 der dvs-Sektion "Trainingswissenschaft"; zweites Jenaer Kolloquium zur Trainingswissenschaft, 25./26. Juni 1999* (pp. 215) Sport und Buch Strauße.



- Hawley, J. A., & Williams, M. M. (1991). Relationship between upper body anaerobic power and freestyle swimming performance. *International Journal of Sports Medicine*, 12(1), 1-5.
- Hawley, J. A., Williams, M. M., Vickovic, M. M., & Handcock, P. J. (1992). Muscle power predicts freestyle swimming performance. *British Journal of Sports Medicine*, 26(3), 151-155.
- Herbst, R. (1927). Über den Einfluss der Ermüdung auf Gaswechsel, Puls und Atmung. *Clinical and Experimental Medicine*, 57(1), 450.
- Herbst, R. (1929). Der Energieverbrauch bei sportlichen Leistungen. In A. Mallwitz, & H. Rautmann (Eds.), *Muskularbeit und Energieverbrauch: Verhandlungsbericht über die 6. Sportärzte-Tagung in Frankfurt a.M. vom 6. bis 8. September 1929* Fischer.
- Hesselmann, N. (1989). *Digitale Signalverarbeitung: Rechnergestützte Erfassung, Analyse und Weiterverarbeitung analoger Signale ; eine Einführung.* Würzburg: Vogel.
- Hof, A. (1984). EMG and muscle force: An introduction. *Human Movement Science*, 3, 119.
- Hogg, J. M., & Allardice, J. T. (1972). *Land conditioning for competitive swimming: Fundamentals for coach and swimmer.* ill. by norman abram / mitarb.: James T. allardice\*. Wakefield: EP Group of Companies.
- Hogrel, J. Y., Duchene, J., & Marini, J. F. (1998). Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8(5), 305-315.
- Hollmann, W., & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin; mit 101 Tabellen.* Schattauer.

- Horita, T., & Ishiko, T. (1987). Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(1), 18-23.
- Hug, F., Faucher, M., Kipson, N., & Jammes, Y. (2003). EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23(4), 208-214.
- Ikai, M., Ishii, K., & Miyashita, M. (1964). AN ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF SWIMMING. *Research of Physical Education*, 7(4), 47-54.
- Inman, V.T. Ralston, H.J. Saunders, C. M. Feinstein, B. and Wright, E. (1952). Relation of human electromyogram to muscle tension electroenceph. *Clin Neurophysiol*, 4, 107-194.
- Jansen, R., Ament, W., Verkerke, G. J., & Hof, A. L. (1997). Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75(2), 102-108.
- Jurell, K. C. (1998). Surface EMG and fatigue. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 9(4), 933-47, viii-ix.
- Kadefors, R., Kaiser, E. Petersen, I. (1968). Dynamic spectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyography*, 8, 39-74.
- Kamen, G.,G, & Caldwell, G.,G E. (1996). Physiology and interpretation of the electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13(5), 366-84.
- Kampas, P. (2001). The optimal use of myoelectrodes. *Med Orth Tech*, 121, 21-27.
- Karpovich, P. V. (1935). Analysis of propelling force in the crawl stroke. *The Research Quarterly*, (6), 49-58.

- Kent, M., & Rost, K. (Eds.). (1996). Wörterbuch Sport und Sportmedizin Limpert.
- Kimura, Y., Yeater, R. A., & Martin, R. B. (1990). Simulated swimming: A useful tool for evaluation the  $\text{VO}_2$  max of swimmers in the laboratory. *British Journal of Sports Medicine*, 24(3), 201-6.
- Kipke, L. (1966). Das elektromyographische Bild des am Trainingsgerät imitierten Armzuges der Freistilschwimmer. *Med Sport*, (6), 116-121.
- Kleber, F. (2001). Stellenwert kardiologischer Belastungstests. *Der Internist*, 42(9), 1233.
- Knaflitz, M., & Bonato, P. (1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9(5), 337-350.
- Knicker, A., Bruning, H., & Hartmann, U. (1998). Neuromuscular effects of exhausting rowing ergometry. ISEK-XII 98. Proceedings of the Twelfth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 330.
- Komi, P. V., & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 41-50.
- Konrad, P. (2005). EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie.
- Korner, L., Parker, P., Almstrom, C., Herberts, P., & Kadefors, R. (1984). The relation between spectral changes of the myoelectric signal and the intramuscular pressure of human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 52(2), 202-206.
- Krogh-Lund, C., & Jorgensen, K. (1991). Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during

- 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(1), 60-69.
- Krogh-Lund, C. (1993). Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67(5), 389-401.
- Kumar, S. (1996). *Electromyography in ergonomics* Taylor & Francis.
- Laurig, W. (Ed.). (1983). *Elektromyographie*.
- Lehnertz, K. (1989). Metabolische Aspekte der Ermüdung beim Ausdauersport. In D. Bremer (Ed.), *Triathlon: Trainingssteuerung, Psychologie, Jugendtriathlon: Internationales Triathlon-Symposium, Neumünster 1988 / Czwalina*.
- Lender, A. D. (1971). Weight training and exercise training. *Swimn. World*, 12, 7-13.
- Lepers, R. (2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine and science in sports*, 32(11), 1880.
- Lewillie, L. (1968). Telemetrical analysis of the electromyograph. In I. Wartenweiler, E. Jokl and M. Hebbelinck (eds.) (Ed.), *Biomechanics I* (pp. 147-149) S. Karger Verlag, Basel.
- Lewillie, L. (1973). Muscular activity in swimming. In: S. Cerquiglini, Venerando, J. Wartenweiler (eds), *Biomechanics III*, (S.440-445).
- Lewillie, L. (1974). Telemetry of electromyographic and electrogoniometric signals in swimming. In Nelson RC, Moorehouse CA (eds) (Ed.), *Biomechanics IV*, basel, S karger verlag (pp. 203-207).
- Lindstrom, L., Kadefors, R., & Petersen, I. (1977). An electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 43(4), 750-754.

- Lindstrom, L., Magnusson, R. R., & Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, 10(4), 341-356.
- Linnamo, V., Bottas, R., & Komi, P. V. (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 293-300.
- Linssen, W. H., Stegeman, D. F., Joosten, E. M., Binkhorst, R. A., Merks, M. J., ter Laak, H. J., et al. (1991). Fatigue in type I fiber predominance: A muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle & Nerve*, 14(9), 829-37.
- Lippold, O. (1960). THE ELECTROMYOGRAPHY OF FATIGUE. *Ergonomics*, 3(2), 121.
- Löllgen, H. (Ed.). (2005). *Kardiopulmonale funktionsdiagnostik* Novartis Pharma.
- Lowery, M. M., Vaughan, C. L., Nolan, P. J., & O'Malley, M. J. (2000). Spectral compression of the electromyographic signal due to decreasing muscle fiber conduction velocity. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering : A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 8(3), 353-361.
- Maclaren, D. P., Gibson, H., Parry-Billings, M., & Edwards, R. H. (1989). A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 17, 29-66.
- Magel, J. R., & Faulkner, J. A. (1967). Maximum oxygen uptakes of college swimmers. *Journal of Applied Physiology*, 22(5), 929-933.
- Maglischo, E. W. (1993). *Swimming even faster*: Mayfield.
- Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest*: [the essential reference on technique, training, and programm design]: Human Kinetics.

- Maisetti, O., Guevel, A., Legros, P., & Hogrel, J. Y. (2002). Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 87(6), 509-519.
- Mannion, A. F., & Dolan, P. (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(5), 411-419.
- Martin, D. (1987). Ermüdung als Steuergröße im Training. *Sportwissenschaft*.17(4), 378-393.
- Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., & Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9(1), 39-46.
- Maton, B. (1981). Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46(3), 271-281.
- Maughan, R. J. (2000). In Maughan R. J. (Ed.), *Nutrition in sport* Blackwell Science.
- Mayer, P., & Ochwat, H. (2007). In Mayer P., Ochwat H. (Eds.), *Trainerhandbuch: Breiten-, Freizeit- und Gesundheitssport "Bewegungsraum Wasser"; Leistungssport Schwimmen; mit einer Einführung in Synchronschwimmen, Wasserball und Wasserspringen* Bayerischer Schwimmverband.
- Mayhew, T. P., Rothstein, J. M., Finucane, S. D., & Lamb, R. L. (1995). Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(6), 868-873.
- McComas, A. J. (Ed.). (1996). *Skeletal muscle : Form and function* Human Kinetics.

- Merletti, R. (1991). Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 20.
- Merletti, R., & Lo Conte, Loredana R. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4), 241-250.
- Merletti, R., Fiorito, A., Lo Conte, L. R., & Cisari, C. (1998). Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. *Muscle & Nerve*, 21(2), 184-193.
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 69(5), 1810-1820.
- Michel, S. (Ed.). (2001). *Muskuläre Ermüdung: Theoretische Grundlagen und experimentelle Befunde* Tectum-Verl.
- Mills, K. R., & Edwards, R. H. (1984). Muscle fatigue in myophosphorylase deficiency: Power spectral analysis of the electromyogram. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 57(4), 330-335.
- Milner-Brown, H., & Stein, R. (1975). The relation between the surface electromyogram and muscular force. *The Journal of physiology*, 246(3), 549-569.
- Moritani, T., & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(3), 260-265.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 60(4), 1179-1185.

- Muster, M., & Zielinski, R. (2006). Bewegung und Gesundheit : gesicherte Effekte von körperlicher Aktivität und Ausdauertraining; mit 39 Tabellen. Darmstadt: Steinkopff.
- Nevill, M., Bogdanis, G., Boobis, L., Lakomy, H., & Williams, C. (1996). Muscle metabolism and performance during sprinting. In R. J. Maughan & S. M. Shirreffs (Eds.), *Biochemistry of exercise IX: proceedings of the 9th International Biochemistry of Exercise Conference, held on July 21 - 26, 1994 in Aberdeen, Scotland* (pp. 243–259.): Human Kinetics.
- Newsholme, E. A., Blomstrand, E., McAndrew, N., & Parry, M. (1992). Biochemical causes of fatigue and overtraining. In R. J. Shephard, & P. Astrand (Eds.), *Endurance in sport* () Blackwell Scientific Publication.
- Nicolaus, J. (1995). Kraftausdauer als Erscheinungsform des Kraftverhaltens: Dimensionsanalytische, mechanische und trainingswissenschaftliche Untersuchung Sport und Buch Strauß, Ed. Sport.
- Noakes, T. D. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(3), 123-145.
- Nuber, G. W., Jobe, F. W., Perry, J., Moynes, D. R., & Antonelli, D. (1986). Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 7-11.
- Obert, P., Falgairette, G., Bedu, M., & Coudert, J. (1992). Bioenergetic characteristics of swimmers determined during an arm-ergometer test and during swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 13(4), 298-303.
- Olbrecht, J. & Clarys J, P. (1982). Emg of specific strength training exercises for the front crawl. *Biomechanics and Medicine in Swimming*, 2, 137-141.
- Pendergast, D. R., Di Prampero, P. E., Craig, A. B., Wilson, D. R., & Rennie, D. W. (1977). Quantitative analysis of the front crawl in men and women. *Journal*



of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, 43(3), 475-9.

Petrofsky, J. S., & Lind, A. R. (1980). The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 44(2), 189-200.

Pfeifer, K., & Vogt, L. (2003). Elektromyographie. In W. Banzer, K. Pfeifer & L. Vogt (Eds.), *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin: Mit 20 Tabellen*. Springer.

Pink, M., Perry, J., Browne, A., Scovazzo, M. L., & Kerrigan, J. (1991). The normal shoulder during freestyle swimming. an electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(6), 569-576.

Piper, H. (Ed.). (1912). *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*.

Platonov, V. N. (1999). Belastung - Ermüdung - Leistung: Der moderne Trainingsaufbau. Philippka.

Potvin, J. R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 82(1), 144-151.

Pyne, D., Maw, G., & Goldsmith, W. (2000). Protocols for the physiological assessment of swimmers. In C. J. Gore (Ed.), *Physiological tests for elite athletes* () Human Kinetics.

Pyne, D., Maw, G., & Goldsmith, W. (2000). Protocols for the physiological assessment of swimmers. in: Gore C, editor. *physiological tests for elite athletes*. champaign: Human kinetics 2000; -. In C. J. Gore (Ed.), *Physiological tests for elite athletes* (pp. 372-382) Human Kinetics.

- Rohrs, D., L. Mayhew. (1990). The relationship between seven anaerobic tests and swim performance. *J. Swimming Research*, 6, 15-19.
- Rost R., Appell H. (Eds.). (2001). *Lehrbuch der Sportmedizin* Dt. Ärzte-Verl.
- Röthig, P. (Ed.). (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon*. Hofmann.
- Sadoyama, T. (1983). Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 51(2), 247.
- Safran, M., Garrett, W., Seaber, A., Glisson, R., & Ribbeck, B. (1988). The role of warmup in muscular injury prevention. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 123-9.
- Sahlin, K., Tonkonogi, M., & Soderlund, K. (1998). Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162(3), 261-266.
- Sahlin, K., K. (1992). Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine*, 13(2), 99-107.
- Sale, D. G. (1994). Neurale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings. In P. V. Komi, & G. Rost (Eds.), *Kraft und Schnellkraft im Sport: Eine Veröffentlichung der medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS ; [mit 35 Tabellen]* (pp. 249-263) Dt. Ärzte-Verl.
- Schega, L., & Pabst, J. (2006). *Sportartspezifische Leistungsdiagnostik: Bewegungs- und trainingswissenschaftliche Empfehlungen im Schwimmen für Menschen mit Behinderungen* Köln: Sportverl. Strauß.
- Scherrer, J., & Bourguignon, A. (1959). Changes in the electromyogram produced by fatigue in man. *American Journal of Physical Medicine*, 38, 148-158.
- Schillings, M., Maartje L, Hoefsloot, W., Wouter, Stegeman, D., Dick F, & Zwarts, M., Machiel J. (2003). Relative contributions of central and peripheral factors to fatigue during a maximal sustained effort. *European Journal of Applied Physiology*, 90(5-6), 562-8.

- Schmidt, R. (2007). In Schmidt R. F., Lang F. (Eds.), Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie; mit 77 Tabellen; [+ IMPP-Fragen Physiologie online]; [lehrbuch-medizin.de] Springer.
- Schmidtbleicher, D., & Frick, U. (2001). Neuromuskuläre Funktionen und Ermüdungsreaktionen im Kraft- / Schnellkraft – Training (Thesen). In H. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Eds.), Muskelermüdung: Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft; Jahrestagung 1999 der dvs-Sektion "Trainingswissenschaft"; zweites Jenaer Kolloquium zur Trainingswissenschaft, 25./26. Juni 1999 . Sport und Buch Strauß.
- Schuhmann. (2003). Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen: 9. Erfurter Tage; [Dokumentation] Monade Agentur für Kommunikation.
- Scovazzo, M. L., Browne, A., Pink, M., Jobe, F. W., & Kerrigan, J. (1991). The painful shoulder during freestyle swimming. an electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. The American Journal of Sports Medicine, 19(6), 577-582.
- Sherrington, C. S. (1908). The integrative action of the nervous system; with a new foreword by the author & a bibliography of his writings: Constable.
- Sherrington, C. S. (Ed.). (1908). The integrative action of the nervous system; with a new foreword by the author & a bibliography of his writings Constable.
- Simon. G. (1994). Laktat zur aeroben und anaeroben Leistungsdiagnostik im Schwimmen. In Clasing. Dirk (Ed.), Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik : [Symposium des Deutschen Sportärztebundes, Berlin, 13. - 15.12.91] ; 32 Tabellen.
- Simonson, E. (1926). Ermüdung und Erholung nach körperlicher Arbeit. Journal of Molecular Medicine, 5(50), 2337.
- Simonson, E. (1935). Der heutige Stand der Theorie der Ermüdung. Monatsschrift Für Kinderheilkunde, 37(1), 299.

- Sjøgaard, G., G., Savard, G., G., & Juel, C., C. (1988). Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 57, 327-335.
- Smith, L. (1978). Anthropometric measurements, and arm and leg speed performance of male and female swimmers as predictors of swim speed. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 18(2), 153-168.
- Sobotta, J., Putz, R., & Pabst, R. (2007). *Anatomie des Menschen: Der komplette Atlas in einem Band; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie; Tabellenheft; München [u.a.]: Elsevier, Urban & Fischer.*
- Söderlund, K., Hultman, E. (1991). ATP and phosphocreatine changes in single human muscle fibers after intense electrical stimulation. *American Journal of Physiology*, 261(6), 41.
- Sogaard, K., Gandevia, S. C., Todd, G., Petersen, N. T., & Taylor, J. L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology*, 573(Pt 2), 511-523.
- Spikermann, M. (1993). *Krafttraining für Schwimmer: Leistungssteigerung durch funktionelles Sport-Fahnemann-Verl.*
- Stegeman, D. F., Blok, J. H., Hermens, H. J., & Roeleveld, K. (2000). Surface EMG models: Properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 313-326.
- Stegemann, J. (1991). *Leistungsphysiologie: Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports ; 12 Tabellen.* Thieme.
- Stoboy, H. (1959). Das Verhalten der motorischen Einheiten unter den Bedingungen eines isometrischen Trainings. *European Journal of Applied Physiology*, 17(5), 391.

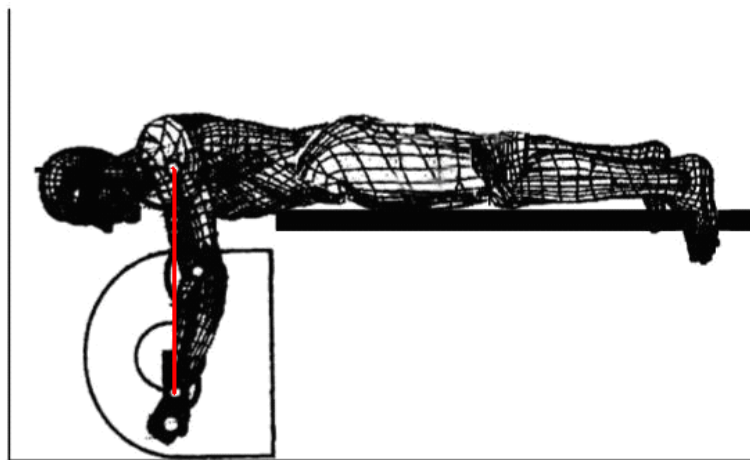
- Stout, J., Eckerson, J., Ebersole, K., Moore, G., Perry, S., Housh, T., et al. (2000). Effect of creatine loading on neuromuscular fatigue threshold. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985), 88(1), 109-112.
- Strass, D., & Wilke, K. (2006). *Masterschwimmen: für Wettkampf, Fitness & Gesundheit*: Meyer & Meyer.
- Stulen, F. B., & DeLuca, C. J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 28(7), 515-23.
- Swaine, L. (1997). Cardiopulmonary responses to exercise in swimmer using a swim bench and a leg-kicking ergometer. *International Journal of Sports Medicine*, 18(5), 359-62.
- Takaishi, T. (1992). Relationship between muscle fatigue and oxygen uptake during cycle ergometer exercise with different ramp slope increments. *European journal of applied physiology*, 65(4), 335.
- Takaishi, T., Yasuda, Y., & Moritani, T. (1994). Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(2), 154-158.
- Thews, G., & Vaupel, P. (2005). *Vegetative Physiologie: [neue AO] ; mit 64 Tabellen* Springer Medizin.
- Thorhauer, H., Carl, K., & Türck-Noack, U. (Eds.). (2001). *Muskelermüdung: Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft; Jahrestagung 1999 der dvs-Sektion "Trainingswissenschaft"; zweites Jenaer Kolloquium zur Trainingswissenschaft, 25./26. Juni 1999* Sport und Buch Strauß.
- Tomasits, J., & Haber, P. (2008). *Leistungsphysiologie: Grundlagen für Trainer, Physiotherapeuten und Masseure* Springer.

- Toussaint, H. M. (1990a). Differences in propelling efficiency between competitive and triathlon swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 409-415.
- Toussaint, H. M., & Hollander, A. P. (1994). Energetics of competitive swimming. implications for training programmes. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 18(6), 384-405.
- Toussaint, H. M., & Vervoorn, K. (1990b). Effects of specific high resistance training in the water on competitive swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 11(3), 228-233.
- Toussaint, H. M., Beelen, A., Rodenburg, A., Sargeant, A. J., de Groot, G., Hollander, A. P., et al. (1988). Propelling efficiency of front-crawl swimming. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 65(6), 2506-2512.
- Toussaint, H. M., Carol, A., Kranenborg, H., & Truijens, M. J. (2006). Effect of fatigue on stroking characteristics in an arms-only 100-m front-crawl race. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(9), 1635-1642.
- Toussaint, H. M., Roos, P. E., & Kolmogorov, S. (2004). The determination of drag in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 37(11), 1655-1663.
- Trappe, H.J., Löllgen, H. (2000). Mitteilungen der deutschen Gesellschaft für Kardiologie-; Herz- und Kreislaufforschung. *Zeitschrift Für Kardiologie*, 89(9), 821-837.
- Vollestad, N. K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74(2), 219-227.
- Vredenbregt, J. (1973). Surface electromyography in relation to force, muscle length, and endurance. In J. E. Desmedt (Ed.), *New developments in electromyography and clinical neurophysiology* / ed.: John E. desmedt (pp. 607-622). Basel; München [u.a.]: Karger.

- Wasserman, K., Stringer, W. W., Casaburi, R., Koike, A., & Cooper, C. B. (1994). Determination of the anaerobic threshold by gas exchange: biochemical considerations, methodology and physiological effects. *Zeitschrift für Kardiologie*, 83 Suppl 3, 1-12.
- Weir, J., Mahoney, K., Haan, K., Davis, A. (1999). Influence of electrode orientation on electromyographic fatigue indices of the vastus lateralis. *Journal of Exercise Physiology*, 2(3), 15-20.
- Werner, F. (2006). Auswirkungen differenzieller Ermüdungsprogramme auf ausgewählte Bewegungsparameter und die Muskelaktionspotenziale von triceps surae und quadriceps femoris. (Dissertation, Universität Jena).
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (1999). *Physiology of sport and exercise Human Kinetics*.
- Yamaguchi, & Winters, J. M. (1990). *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization*. New York, N.Y. u.a.: Springer.
- Yao, W., Fuglevand, R. J., & Enoka, R. M. (2000). Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology*, 83(1), 441-452.
- Zschorlich, V. (1987). *Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung: Ein systemanalytischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination*.

## Thesen

1. Durch die Ermüdungsdiagnostik werden wichtige Erkenntnisse für die Entwicklung optimaler Trainingsmethoden, der Trainingssteuerung, der Trainingsüberwachung und der Gesunderhaltung des Sportlers geliefert.
2. Abschätzungen der muskulären Ermüdung wurden bisher überwiegend an statischen Kraftentwicklungen untersucht. Es ist ebenfalls möglich bei dynamischen Kontraktionen eine Ermüdungsdiagnostik für Schwimmsportlern durchzuführen.
3. Es ist möglich die Ermüdung der an der Schwimmbewegung beteiligten Muskeln (m. biceps brachii und m. triceps brachii) durch eine lokale Ausdauerbelastung mit zyklischen Bewegungen am Handkurbelergometer im Labor abzuschätzen.



4. Während der Ermüdung bei dynamischer Bewegung am Handkurbelergometer und bei statischer Zugbewegung nach der Ermüdung steigt die elektrische Aktivität der untersuchten Muskulatur signifikant an.



5. Während der dynamischen Belastung der ausgesuchten Armmuskulatur am Handkurbelergometer und in einer statischen Kontraktion nach dem Ermüdungsprotokoll fällt die Median-Frequenz des elektrophysiologischen Muskelaktionspotentials signifikant ab.
6. Das Abfallen der Median-Frequenz des elektromyographischen Signals des Muskels (m. biceps brachii und m. triceps brachii) stellt sich als Indikator der muskulären Ermüdung für die am Handkurbelergometer reproduzierte Schwimmbewegung dar.
7. Es lässt sich bei der Ermüdung am Handkurbelergometer einen negativen Zusammenhang zwischen der elektrischen Aktivität -und der Median-Frequenz des Muskels darstellen.
8. Die maximale Kraft, gemessen an einer statischen Bewegung, sinkt nach der dynamischen Kraftentwicklung (Ermüdungs-Treatment) ab.
9. Die muskuläre Ermüdung während der am Handkurbelergometer reproduzierten Freistilschwimmbewegungen hängt mit der Steigerung Spiroergometrie-Parameter (HF, BF, O<sub>2</sub>, Co<sub>2</sub>, RQ) zusammen.
10. Die Muskelermüdung ist ein multimechanischer Prozess, bei der die neuromuskulären und die metabolischen Faktoren einer wesentlichen Rolle spielen.
11. Die in dieser Arbeit am Handkurbelergometer entwickelte Schwimmbewegung stellt eine neue Methode dar, um den Kontraktionszustand der Skelettmuskulatur bei Schwimmern unter der Bedingung muskulärer Ermüdung zu erfassen (abzuschätzen).

## **Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und dabei keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Rostock, 05.05. 2009

Sameh Kassem

## **Danksagung**

Meinem Doktorvater Prof. Dr. Volker Zschorlich danke ich besonders für die vielen fachlichen Anregungen in unseren Besprechungen und Diskussionen, sowie generell für meine damit verbundene wissenschaftliche Förderung.

Ganz besonders bedanke ich mich bei meiner Familie, die mir während der Erstellung der Arbeit viel Kraft und Unterstützung gegeben haben. Bei meiner Frau bedanke ich mich besonders für deren Geduld und seelischer Unterstützung in all den Jahren, die ich mit der Fertigstellung dieser Arbeit verbrachte.

Herzlichen Dank an alle Fachkollegen, Wissenschaftler und Mitarbeiter, die mir Informationen aus ihrer Forschung zur Verfügung stellten, mir wertvolle Hinweise gaben oder mir anderweitig halfen.

Bei der Tischreen Universität bedanke ich mich für die Finanzierung meiner Promotion durch ein Stipendium.

## Lebenslauf

### Zur Person

geb. am: 11.03.1978

Familienstand: verheiratet

### Ausbildung

1984 – 1988 Grundschule

1989 – 1994 Mittel- und Oberschule

1995 – 1999 Studium – Sportwissenschaft an der Uni. Tischreen

2002 – 2003 Belegung eines Sprachkurses Deutsch an der Universität Rostock

Seit 2003 Promotionsstudent am Institut für Sportwissenschaft/ Universität Rostock

2003 – 2004 Schuhforschung am Institut für Sportwissenschaft, Projekt Puma

2007 – 2008 Rettungsschwimmerkurs I und II (Silber/Gold)

2008 Schwimmen Trainingskurs C

2008 Kampfrichter-Schwimmen

### Berufliche Tätigkeiten

1995 – 2000 Schwimmtrainer 1. - 4. Klasse

1999 – 2001 Dozent, Schwimmlehrer am Institut für Sportwissenschaft, Uni. Tischreen

2008 - 2009 Dozent, Schwimmlehrer am Institut für Sportwissenschaft, Uni. Rostock

### Publikationen

Deutscher Kongress für Biomechanik in Köln 2007 (Zwei Poster)

S. Kassem; T. Tanjour; V. Zschorlich:

- Muskuläre Ermüdung bei Schnellkraftbewegungen (Sprungbewegungen)
- Untersuchung der muskulären Aktivität und der Median-Frequenz im EMG unter der Bedingung muskulärer Ermüdung am Handkurbelergometer bei Sportschwimmern

### Besondere Kenntnisse

Sprachen: Deutsch, Englisch, Arabisch

Mitglied in Deutscher Gesellschaft für Biomechanik  
Schwimmtrainerlizenz C